تقنيات القياس الضوئي

ابتكارات للصناعة والعلوم الحياتية

تأليف

كاي - إريك بيبونن

ريستو ميلليلا

الكسندر ف. بريزهيف

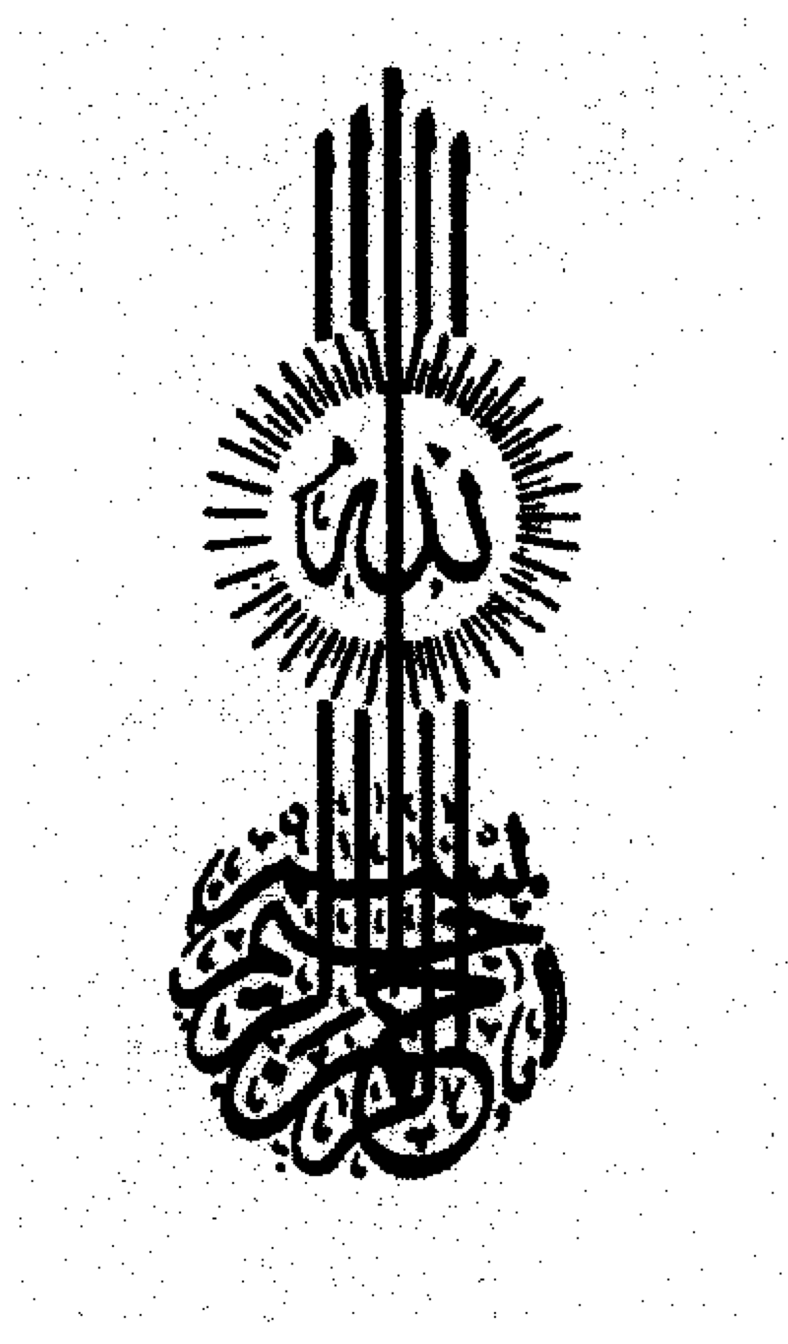
ترجمة

د. سوسن حسن الصواف



جامعة الملك سعود

النشر العلمي و المطابع


بسم الله الرحمن الرحيم

تقنيات القياس الضوئي

ابتكارات للصناعة والعلوم الحياتية

تأليف

كاي-إريك بيبونن

ريستو ميلليلا

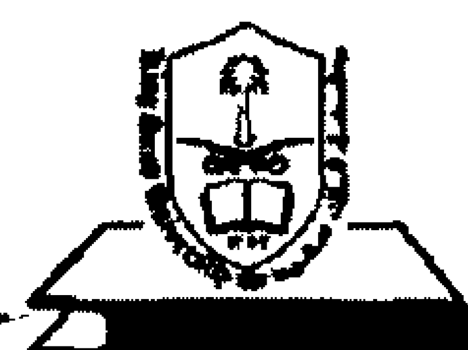
الكسندر ف. بريزهيف

ترجمة

د. سوسن حسن الصواف

أستاذ مساعد- قسم الفيزياء

كلية العلوم - جامعة الملك سعود



النشر العلمي والمطابع - جامعة الملك سعود

ص.ب ٦٨٩٥٣ - الرياض ١١٥٣٧ - المملكة العربية السعودية

فهرسة مكتبة الملك فهد الوطنية أثناء النشر

اريك بيبونن، كاي

تقنيات القياس الضوئي : ابتكارات للصناعة والعلوم الحياتية . / كاي اريك بيبونن ؛ الكسندر ف بريز هيف؛ سوسن حسن الصواف – الرياض، ١٤٣٣هـ

٢٨٠ص ؛ ١٧سم × ٢٤سم

ردمك : ٠- ٠٤٣- ٥٠٧- ٦٠٣ - ٩٧٨

١- الضوء ٢- الفيزياء أ- بريز هيف، الكسندر ف (مؤلف مشارك)

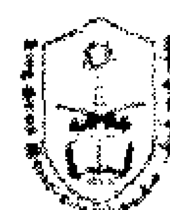
ب - الصواف ، سوسن حسن (مترجم) جـ - العنوان

ديوي ، ٥٣٥ ١٤٣٣/٧١٧١

رقم الإيداع : ١٤٣٣/٧١٧١

ردمك : ٠- ٠٤٣- ٥٠٧- ٦٠٣- ٩٧٨

حكمت هذا الكتاب لجنة متخصصة، وقد وافق المجلس العلمي على نشره في اجتماعه الحادي والعشرين للعام الدراسي ١٤٣٢/١٤٣٣هـ، المعقود بتاريخ ٢٠/٧/١٤٣٣هـ، الموافق ١٠/٦/٢٠١٢م


النشر العلمي والمطابع ١٤٣٣هـ

سلسلة في العلوم البصرية

انطلاقاً من سلسلة شبرينغر في العلوم البصرية ، و رئيس التحرير رودس ت . ويليام William T. Rhodes يقدم معهد جورجيا للتقنية في الولايات المتحدة الأمريكية ، مجموعة مختارة من الدراسات البحثية الموسعة في جميع المجالات الرئيسية للبصريات: الليزر وبصريات الكم ، وظواهر فائقة السرعة ، و تقنيات التحليل الطيفي الضوئي ، والإلكترونيات البصرية ، و الكم المعلوماتي ، والبصريات المعلوماتية ، وتطبيقات تقنية الليزر ، والتطبيقات الصناعية ، وغيرها من الموضوعات ذات الاهتمام المعاصر. تقدَّم

هذه التغطية الواسعة من المواضيع ، وهذه السلسلة ليتمَّ استخدامها من قبل جميع الباحثين والمهندسين الذين يحتاجون إلى أحدث الكتب المرجعية.

ويتم تشجيع الكُتّاب والمحررين المحتملين لتقديم مخطوطاتهم في وقت مبكر كما ينبغي تقديم المخطوطات إلى رئيس التحرير أو أحد المحررين .انظر أيضا :
www.springer.com/series/624

رئيس التحرير:

رودس ت . ويليام

معهد جورجيا للتقنية
كلية الهندسة الكهربائية وهندسة الحاسب

أطلنطا ، GA 30332-0250, US
البريد الإلكتروني :

William T. Rhodes

Georgia Institute of Technology
School of Electrical and Computer Engineering

Atlanta, GA 30332-0250, US

E-mail: bill.rhodes@ece.gatech.edu

مجلس التحرير:

And Max-Planck-Institut für Quantenoptik	و معهد ماكس بلانك لبصريات الكم
Hans-Kopfermann- Straße 1	شارع ١ هانس كوبفرمان
85748 Garching, Germany	جارشينغ ، ألمانيا
E-mail: ferenc.krausz@mpq.mpg.de	البريد الإلكتروني :
Bo Monemar	**بو مونيمار**
Department of Physics and Measurement Technology	قسم الفيزياء وتقنية القياس
Materials Science Division	شعبة علم المواد
Linköping University	جامعة لينك أوبينغ
58183 Linköping, Sweden	لينكوبنج ، السويد
E-mail: bom@ifm.liu.se	البريد الإلكتروني :
Herbert Venghaus	**هربرت فينفهاوس**
Fraunhofer Institut für Nachrichtentechnik	معهد فراونهوفر لهندسة الإتصالات
Heinrich-Hertz-Institut	معهد هاينريش هرتز
Einsteinufer 37	أينشتاينوفر ٣٧
10587 Berlin, Germany	برلين ، ألمانيا10587
E-mail: venghaus@hhi.de	البريد الإلكتروني : venghaus@hhi.de
Horst Weber	**فيبر هورست**
Technische Universität Berlin Optisches Institut	جامعة برلين التقنية ، معهد البصريات
Straße des 17. Juni 135	شارع ١٧ حزيران ١٣٥
10623 Berlin, Germany	برلين ، ألمانيا10623
E-mail: weber@physik.tu-berlin.de	البريد الإلكتروني :
Harald Weinfurter	**فاينفورتر هاراد**
Ludwig-Maximilians-Universität Mänchen	جامعة ميونخ – قسم الفيزياء
Sektion Physik	شعبة الفيزياء
Schelling Straße 4/III	شارع شيلنغ4/III
80799 M□nchen, Germany	ميونخ ، ألمانيا
E-mail: harald.weinfurter@physik.uni-muenchen.de	البريد الإلكتروني :

مقدمة المترجم

بسم الله الرحمن الرحيم والحمد لله رب العالمين والصلاة والسلام على أشرف المرسلين محمد صلى الله عليه وسلم وعلى آله وصحبه أجمعين وبعد:

يزداد اهتمام العالم اليوم في مختلف مجالات العلوم الفيزيائية عامة و في مجال تطبيقات الليزر خاصة ويزداد معها باطراد طلب الباحثين على المراجع بلغتهم الأم لتساعدهم على زيادة معرفتهم وتقدمهم.

لقد أولت الجامعة إهتماماً خاصاً للترجمة لما وجدته من حاجة المكتبة العربية الماسة إلى كتبٍ علمية متخصصة و لحاجة طلابنا الملّحة إلى مراجع علمية حديثة متطورة.

وانطلاقاً من هذا قمت بترجمة كتاب "تقنيات القياس الضوئية ابتكارات للصناعة والعلوم الحياتية" والذي اعتمد فيه على استخدام أشعة الليزر كمصدر ضوئي مهم في تقنيات القياس الضوئية الحديثة لما وجدت فيه من فائدة جمة في تعزيز مفاهيم تطبيقات الليزر في مجال القياسات في مختلف ميادين الحياة اليومية ، كما يمكن أن يعتبر مرجعاً مهماً للطلبة و الباحثين في مجال القياسات الضوئية. و قد اعتمدت في ترجمة هذا

الكتاب على المعجم الموحد للمصطلحات العلمية بالإضافة إلى الإجتهاد في وضع مصطلحات جديدة لم أجدها في المعجم .

وكلي أمل أن أكون بعون الله وفضله واحدة من بين المترجمين العرب الذين استطاعوا أن يقدموا شيئاً ما لرفع التحصيل العلمي للطلاب العرب في كل مكان وفي رفد المكتبة العربية بما يزيد من شأنها ويرفع من مكانتها والله ولي التوفيق.

الرياض، حزيران ٢٤ ، ٢٠١٢

المترجم

تمهيد

PREFACE

تعتبر تقنية القياس الضوئي ميدانا واسعا لإمكانية استخدام الظواهر الضوئية وخواص الضوء المختلفة للحصول على معلومات عن جسم ما. تتضمن الظواهر الضوئية عادة تفاعل الضوء مع الوسط. قد يكون التفاعل خطيا يتضمن امتصاص أو انتشار أوتشتت، أوتألقا أوتبعثرا للضوء. توفر لنا خصائص الضوء من سعة و طور و استقطاب و طول موجي و سرعة في وسط ما ،عالما غنياً بالمعلومات. أما في حالة الظواهر الضوئية غير الخطية فتكون الشدة المرتفعة للضوء هي العامل الأساسي.

نقدم في هذا الكتاب نظرة في تقنيات القياس الضوئية، من وجهة نظر مؤلفي هذا الكتاب، وخاصة في تطبيقاتها الصناعية وعلوم الحياة. إننا ندرك اتساع مجال هذا الموضوع. لذلك، لم نغط جميع المواضيع الممكنة ولكن تم التركيز على المواضيع التالية، والتي هي المطياف الضوئي التطبيقي و رؤية الآلة و مقياس السرعة الليزري و قياس جودة السطح، و الموضع، والمسافة، و الإزاحة.

يتأخر عادة التطبيق العملي لأحدث الاختراعات العلمية فيما يتعلق بالقياسات الصناعية الضوئية، حيث تفضل الأساليب التقليدية للقياس، ومع ذلك، شهدت تقنيات القياسات التقليدية الضوئية في الصناعة نهضة قوية بسبب تطوير مصادر الضوء، والكواشف الضوئية والعناصر الضوئية و كاميرات CCD .

لقد فتح التقدم المنجز في تقنية النانو مجالاً واسعاً لتوسع علوم الحياة نوعا ما وخاصة في مجالات جديدة مثل النانو الطبي والتصوير المقطعي الضوئي. سيزداد الطلب أكثر من أي وقت مضى لتطوير القياس الضوئي و تقنية التصوير لعلوم الحياة. قدمنا في هذا الكتاب تقريرا عن بعض تقنيات القياس الضوئي الشائعة في علوم الحياة.

يرغب المؤلفون في شكر أكاديمية فنلندا لتقديمهم الدعم المالي أثناء كتابة هذا الكتاب، و كذلك يقدمون الامتنان للدكتور ميكو جوتي على المساعدة التقنية والبيانات التي قدمها من أجل هذا الكتاب. و يثمِّنون المناقشات المثمرة مع الزملاء في مركز الليزر الدولي لومونوسوف جامعة موسكو الحكومية.

المؤلفون

أكتوبر ٢٠٠٨م

المحتويات
Contents

الفصل الأول

مقدمة

Introduction

تمتاز تقنيات القياس الضوئي على التقنيات الأخرى بمميزات عديدة، سواء القياسات الصناعية أو الدراسات السريرية في مجال علوم الحياة. وتشمل هذه المزايا، إمكانية القياس عن بعد بدون تلامس، و بأنها غير جراحية، وسريعة وتتمتع بإمكانية تكييف تقنيات القياس تبعاً للظروف البيئية القاسية الصعبة. بالتأكيد هناك مهام تقليدية تعمل فيها أجهزة الاستشعار الإلكترونية بشكل جيد ولا فائدة من الاستعاضة عنها بالتقنيات الضوئية. ومع ذلك، يكون لتقنيات القياس الضوئي أهمية كبيرة جداً في الحالات التي تكون فيها الألياف الضوئية هي الطريقة الوحيدة وأن قياس الجسم، عن بعد بدون تلامس، أمر لا بد منه. ترغب عادة الدوائر الصناعية في الحصول على كل شيء بأدنى سعر. ويتم اللجوء عادة إلى حل وسط لتطبيق نظام القياس. ومع ذلك، تتضح إحدى المزايا التي تتمتع بها تقنيات القياس الضوئي على سبيل المثال عند مديري الإنتاج ومهندسي فحص الجودة؛ حيث تصبح معايير المقاييس الجديدة أقل بكثير. عادة ما يكون أكثر الحديث مع الصناعيين عن أن العلم وراء تقنيات القياس الضوئي الصناعية، وسيكون من الأصح أن نبين لهم الكيفية التي تم بها حل مشاكلهم ومقدار

دقة ووثوقية الجهاز. أما بالنسبة للعلماء فيكون عادة إيجاد لغة مشتركة بين الفريقين هو قفزة طويلة من الدوائر الأكاديمية إلى المصانع. فالشركاء الذين يمثلون علوم الحياة، مثل الأطباء، لهم القدرة على التكيف التام السريع مع أجهزة القياس الضوئية الجديدة وفهم الخلفية العلمية الأساسية لها، والاتجاه لاستخدام أجهزة الاستشعار الضوئية وكذلك التصوير سوف يعزز التقدم في تقنيات علوم الحياة، وإن السعر عادة ليس مشكلة كبيرة، عندما يتعلق الأمر بتقنيات القياس الضوئي لعلوم الحياة، أمام النفع الذي يعود به الجهاز.

سنسلط بعض الضوء للقراء في هذا الكتاب، على تقنيات القياس الضوئي التي وصلت إليها مختلف قطاعات الصناعة و علوم الحياة أيضا. وعلاوة على ذلك، فإننا سنناقش الاتجاهات المستقبلية لتقنيات القياس الضوئي.

الفصل الثاني

المطياف الضوئي التطبيقي

Applied Optical Spectroscopy

لقد كان المطياف الضوئي (Optical spectroscopy) هو المرجع الذي يعتمد عليه إلى حد كبير التحليل الطيفي التطبيقي [1] و لفترة طويلة كأداة أساسية لبحوث وفحص المواد، إن أسسس الابتكارات الضوئية مثل مصادر الضوء و الكواشف و أجهزة العرض وما إلى ذلك تعتمد على التحليل الطيفي الضوئي. هناك طرق مختلفة لتوصيف محللات الطيف الضوئية مثل الإرسال، الانعكاس، التألق، التحليل الطيفي. تحدد المنطقة الطيفية في كثير من الأحيان اسم الطيف مثل الأشعة فوق البنفسجية و المرئية وطيف الأشعة القريبة من الحمراء. يكون للطول الموجي للإشعاعات الكهرومغناطيسية دور كبير، بمعنى أنها حساسة للوحدات الأساسية للوسط، أي الإلكترونات ، والذرات والجزيئات التي تتعرض بالتفاعل الكهرومغناطيسي. يجري حالياً الحديث عن تقسيم تقريبي لفصل محللات الطيف الضوئية المختلفة إلى صنفين رئيسين هما محللات طيف ضوئية خطية وغير خطية. لقد جهزت بروتوكولات أعدت بشكل جيد لاستخدام الأجهزة الطيفية، تشمل القياسات في مجال التحليل الطيفي الضوئي الخطي، ويمكن العثور على مقاييس الضوء الطيفي في المختبرات المجهزة تجهيزا جيدا، على سبيل المثال، لمراقبة العينات الطبية والصناعية، على التوالي. إن عدد المنتجات الصناعية أو

العينات السريرية التي يتم فحصها بواسطة الأجهزة الطيفية واسع جدا. إحدى الخواص الأساسية لون العينة.

شُيِّدت أنظمة قياس قوية من أجل الفحص الروتيني للعينات الصلبة والسائلة والغازية بفضل رخص الإلكترونيات الضوئية. عرض في الأسواق مجموعة متنوعة من المقاييس الطيفية المصغرة التجارية مع برنامج معالجة للبيانات، ويمكن للمرء بسهولة العثورعلى معلومات حديثة عن مقياس الطيفي الضوئي التجاري عن طريق الشبكة العنكبوتية (Internet). تُطوَّر حاليا أجهزة مطياف ضوئي مصغرة بحيث توفر تمايزا للطول الموجي وتركيز المواد لمختلف أنواع القياسات في الزمن الحقيقي. تحتوي بعض المحللات الطيفية هذه على مجس ليفي ضوئي، على سبيل المثال، تطبيقات لكشف التألق الصادر من مُنتج أو مراقبة آثار وميضية في وسط سائل عكر. لا تقتصر تطبيقات المحلل الطيفي الضوئي على الأغراض الطبية أو الصناعية فقط فقد أصبح أمن البشر مع العولمة أكثر أهمية. لذلك، طورت محللات طيفية يمكن أن تسجل وسط فتاك مثل البكتيريا والمتفجرات وهي في طريقها إلى الاستخدام المدني وكذلك في البيئات المدنية والعسكرية. وقد أصبحت مطبقة في الحياة اليومية في مجال دراسات الطب الشرعي. الاتجاه في المستقبل هو في تحقيق محللات طيفية ضوئية مصغرة للصناعة التحويلية تعتمد على النظم الميكانيكية والكهربائية الدقيقة (MEMS) تنتجها الطباعة الحجرية الميكروية micro-lithography . انخفاض سعرها، وقوتها على التحمل ومقاومتها للحرارة و للاضطرابات الميكانيكية سيعزز تطبيق مثل هذه المحللات الطيفية الدقيقة في بيئات معادية للصناعة التحويلية.

تطور المحلل الطيفي الضوئي غير الخطي بسرعة بعد اختراع وتطوير ليزرات الطاقة العالية. للأسف، تكلفة الليزرات و المكونات الضوئية غيرالخطية مرتفعة نسبيا،

وبشكل كبير. بسبب الأنظمة المعقدة لفحص المواد، و أيضا بسب ضعف الطيف الضوئي غير الخطي للإشارة، بقدر ما نعلم، فقد أصبحت تجذب اهتماماً كبيراً في دائرة الصناعة التحويلية. و لصعوبة فهم الخلفية النظرية من قبل الممارسين للمحلل الطيفي الضوئي غير الخطية فلقد كانت هي أحد الأسباب التي أعاقت اعتماد التقنية من هذا القبيل، على الرغم من أنها قد تحل العديد من المشاكل التي تظهر، على سبيل المثال، عملية ضبط المحددات. لحسن الحظ، و بسبب التقدم المحرز في تصغير حجم ليزرات الحالة الصلبة التي يمكن شراؤها، أصبح للمحلل الطيفي الضوئي غير الخطي قدرة أكبر بكثير للاستخدام في حال تطبيق التحليل الطيفي، خاصة في التطبيقات الطبية الحيوية الضوئية.

في هذا الفصل، نعالج المحللات الطيفية الضوئية الاعتيادية المستخدمة حاليا أو التي طورت في الصناعة أو في مختبرات الأبحاث، وسنتعامل بإيجاز مع حالة فوتونين ناتجين عن التألق الذي ينتمي إلى مجال الضوئيات غير الخطية. حذفنا في هذا الكتاب المجال الفرعي التطبيقي الهام للمحلل الطيفي وهو تحليل فورييه الطيفي. الذي تم نشر موضوع عنه مؤخراً [2]. والذي يوصى به بشدة كمرجع للخلفيات الفيزيائية و التطبيقات لهذا المجال الفرعي. نذكر هنا فقط أن المحلل الطيفي للأشعة تحت الحمراء بتحويل فورييه (FTIR) له تطبيقات مختلفة في تحليل وتحديد السوائل والغازات، و خليط من الغازات. المحللات الطيفية بتحويل فورييه المحمولة تحتوي مكتبات في ذاكرة الكمبيوتر تمكن من تحديد مكونات الغاز المختلفة. و هذا ذو أهمية في التحسس عن بعد عن تلوث الهواء الناتج عن عوادم مداخن المصانع وعن محطات توليد الكهرباء، وكذلك عن حركة المرور. وهناك أيضا تطبيقات عسكرية مرتبطة بتقنية المحلل الطيفي للأشعة تحت الحمراء بتحويل فورييه FTIR.

(٢,١) التحليل الطيفي للنفاذية

Transmission Spectroscopy

إن قياس انتقال الضوء المعتمد على الطول الموجي لحزمة ضوء متوازية عبر أجسام شفافة و صلبة وملونة عبارة عن إجراءٍ روتيني في فحص المواد. يتوفر حالياً بشكل تجاري مقياس ضوئي طيفي محمول متين لقياس النفاذية. يفترض في كثير من تطبيقات المقياس الضوئي الطيفي مراقبة النفاذية لمنتج ما. تُعرف النفاذية بالعلاقة :

$$T(\lambda) = \frac{I(\lambda)}{I_o(\lambda)}, \quad (٢,١)$$

حيث I_o هي شدة الضوء الساقط ، I شدة الضوء المنقول إلى منطقة فحص الكاشف و λ الطول الموجي للضوء. من الممكن الحصول على معلومات عن السماكة المحلية (d) للمنتج باستخدام النفاذية ، والتي يفترض أن تكـون متجانسة ، من خـلال قانـون بيير- لامبرت

$$I = I_o \exp(-\mu(\lambda)d), \quad (٢,٢)$$

حيث μ هو عامل يتعلق بالمادة ، وهو معامل امتصاص الوسط المعتمد على الطول الموجي. ويجدر التأكيد على أن معامل الامتصاص لا يعتمد فقط على الطول الموجي للضوء الساقط ولكن أيضا على الحالة الديناميكية الحرارية (الترموديناميكية) للعينة. يجب أن يؤخذ اعتماد الجسم على الحرارة في الاعتبار بشكل خاص عند قياس عينة حساسة للحرارة. نموذجياً يمكن أن يظهر تذبذب في درجة حرارة العينة ، الذي عادة ما يكون نتيجة لمصادر حرارة خارجية ، على سبيل المثال ، تلك الموجودة في بيئات صناعية. يوصى بالمحللات الطيفية ذات منظم لدرجة الحرارة لمثل هذه الظروف. يمكن الحصول على تغيرات سماكة صفائح نصف شفافة من (٢,٢). إذا كنا نعمل مع مادة

معروفة فإنه غالباً مايكون قد تم قياس معامل الامتصاص في أحد المختبرات ضمن مجال بعض الأطياف الموافقة. وبالتالي، يمكن للمرء أن يرصد تغيرات سماكة منتج ما باستخدام اثنين أو أكثر من الأطوال الموجية المختلفة، والمكتسبة من ترشيح الضوء الأبيض بواسطة نظام ترشيح، وباستخدام نظام ثنائي الكواشف أو نظام متعدد الكواشف. الجهاز البديل قد يحوي اثنين أو أكثر من الليزرات كمصادر ضوئية متوازية الأشعة، بأطوال موجية دقيقة معروفة بشكل جيد. تظهر بشكل متكرر اهتزازات خارجية في موقع الصناعة، على سبيل المثال، بسبب الحزام الناقل للمنتج. هذا يعني أنه يمكن أن يتعرض المنتج ، مثلاً، صفيحة بلاستيكية لحركة موجية أو غيرها من أنواع الحركة. من أجل الحصول على "تجميد" السماكة المفحوصة. تتجزأ عادة حزمة المجس، وفي حالة استخدام طولي موجة سبر فإنهما تختاران عادة بطريقة بحيث إن المادة تقوم بالامتصاص عند أحد أطوال الموجتين ولنفترضه λ_1 بينما امتصاص الجسم للطول الموجي الآخر λ_2 يكون مهملاً. من العلاقة (٢,٢) ممكن أن نجد سماكة جسم ما كما يلي:

$$d = \frac{1}{\mu(\lambda_1)} \ln \frac{I_0(\lambda_2)}{I(\lambda_1)}. \qquad (٢,٣)$$

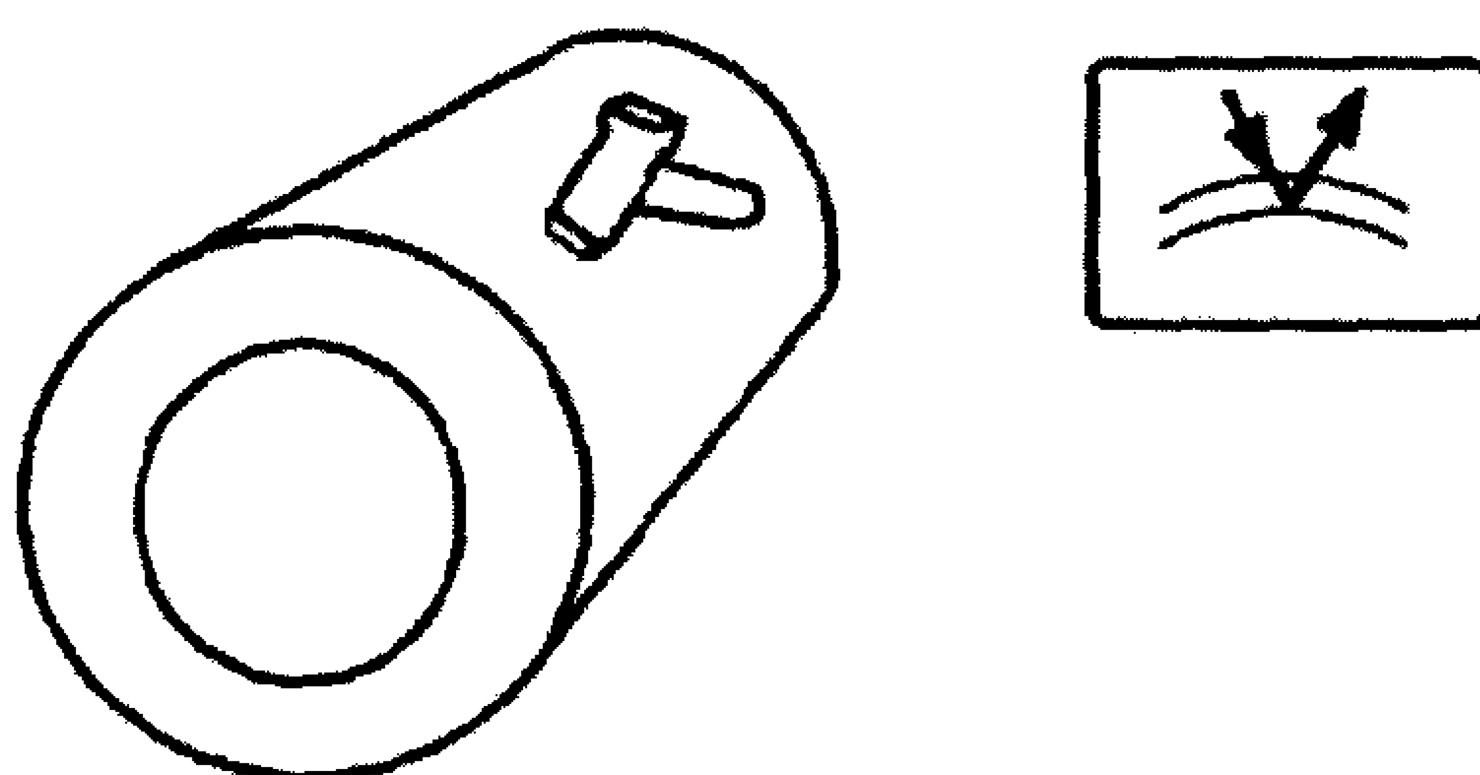
يعبر الكشف عن معدل الشدة بواسطة كاشفين عن أهمية كبيرة طالما أن مصدر الضوء ليس بالمشكلة الكبيرة. إذا كان المنتج عبارة عن ورقة تتحرك على الحزام الناقل وكان رأس الحساس في مكان ثابت، فإنه يمكن تقدير سمك المنتج على طول الخط. إذا كان رأس جهاز قياس الماسح الضوئي يعبر عبر آلة التوجيه، فإنه يتم الحصول على سماكة المنتج على طول طريق على شكل Z ومن الواضح أن المرء لا يستطيع التحقق من كامل المنتج مع هذا النوع من القياس، ولكن عادة هذه ليست بالمشكلة الكبيرة. وعادة

ما يتم تخزين تحليل إحصائي لسمك المنتج وتاريخ المنتج في ذاكرة للكمبيوتر بحيث يمكن التحقق من خصائص المنتج بعد سنوات عديدة من تصنيعه. بشكل عام، مثل هذا التخزين للتاريخ الإنتاجي لأي منتج مهم خاصة في حالة كسر المنتج الذي تم شراؤه عندها من الممكن تعقب معاملات المنتج المكسور للتأكد من المسؤول عن الضرر. قياس النفاذية بواسطة نظام ثنائي الكواشف ،ليس مفيدا فقط في بيئات الإنتاج للمنتجات الجديدة، ولكن أيضا في فرز مواد النفايات البلاستيكية المعاد تدويرها [3].

إن صناعة المعادن الأساسية التي تنتج المعادن المدرفلة الباردة ، والتي قد تتخذ شكل ورقة أو لفة ، وتباع هذه المنتجات، على سبيل المثال، لصناعة السيارات. عادة ما تكون هناك حاجة لحماية سطح المعدن ضد التآكل، وخاصة إذا كان زمن استعادة المعادن طويلا نسبيا. من الضروري ومن ناحية العملاء حماية الصفائح أو اللفات المعدنية بطبقة رقيقة من الزيت. من المهم أيضاً الارتقاء بسماكة طبقة الزيت نحو الأفضل لأنه عادة ما يتوجب إزالتها قبل مزيد من المعالجة، وذلك باستخدام أداة غسيل. بقصد تحسين سماكة طبقة الزيت، تقاس السماكة في موقع إنتاج المعدن، ويتم التحقق من سماكة الطبقة في مواقع الإنتاج من قبل العملاء. ليس التحسين مهماً فقط لتوفير حماية مناسبة ضد التآكل الصدأ، بل أيضا للحد من كمية مواد الغسيل والذي هو من الأهمية الحاسمة بمكان لغرض التقليل من تلوث البيئة. يمكن لتقنية القياس على سبيل المثال، استغلال امتصاص الأشعة تحت الحمراء في الزيت الواقي، حيث إن المواد الهيدروكربونية هي وحدات امتصاص. وباعتبار أن طبقة الزيت تغطي المعادن الكامدة، ويستند القياس على نقل الشعاع المنعكس، أي الإشعاع الساقط المنحرف يرسل خلال طبقة الزيت لكنه ينعكس من الركيزة المعدنية. Metal substrate يمكن أن يستند تحليل سماكة طبقة الزيت على استخدام العلاقة (١,٢). هناك أجهزة محمولة

متوفرة تجارياً لفحص سماكة طبقة الزيت. تعتمد وثوقية القياسات إلى حد ما على خشونة سطح المنتج المعدني تحت طبقة الزيت. يبين الشكل رقم (٢,١) مبدأ نظام قياس طبقة الزيت المحول للانعكاس على بقعة لملف (بكرة) معدنية.

من الممكن قياس سماكة الطبقة ومعامل انكسار عدة طبقات صلبة بالوقت ذاته باستخدام مبدأي التداخل والانعكاس في الأغشية الرقيقة بالمسح الطيفي من منطقة الأشعة فوق البنفسجية إلى منطقة الأشعة القريبة من الحمراء، ويمكن الحصول على سماكة وامتصاص ومعامل انكسار الطبقة الموجودة فوق القاعدة المعدنية أيضا باستخدام المقياس القطعي ellipsometer الأجهزة القائمة على المبادئ المذكورة أعلاه هي موجودة بالفعل حالياً في الأسواق.



الشكل رقم (٢,١). مبدأ قياس طبقة الزيت باستخدام امتصاص المواد الهيدروكربونية للأشعة تحت الحمراء (اليمين)، و تطبيق للكشف عن الكثافة السطحية للنفط من ورقة فولاذ و لفافة (يسار).

في كثير من الأحيان يجب القيام بقياس لانتقال السوائل مثل الماء حيث تختلط فيه مكونات مختلفة. في مثل هذه الحالة علينا استخدام حوض بسمك معروف مثل ١ ميليمتر أو ١ سنتيمتر حسب الكثافة الضوئية للعينة. بعدها يمكن أن نخمن شفافية أو لون السائل بمساعدة طيف النفاذية باستخدام النفاذية T. معامل الانكسار الحقيقي (n)

و تغيره (Δn) هي محددات جودة أخرى للسائل الممتص للضوء، والتي توفر معلومات عن تركيز السائل. في حالة استخدام تقنية قياس النفاذية ممكن أن نحسب، بالإضافة إلى معامل امتصاص السائل، تغير معامل الإنكسار كدالة في طول الموجة من البيانات المقاسة. من العلاقة (٢,٢)، يمكن للمرء أن يحل معامل الامتصاص، ومن ثم يحصل على معامل التخامد (k)، والذي يعطى بالعلاقة :

$$k(\lambda) = \frac{\mu(\lambda)\lambda}{4\pi}. \quad (٢,٤)$$

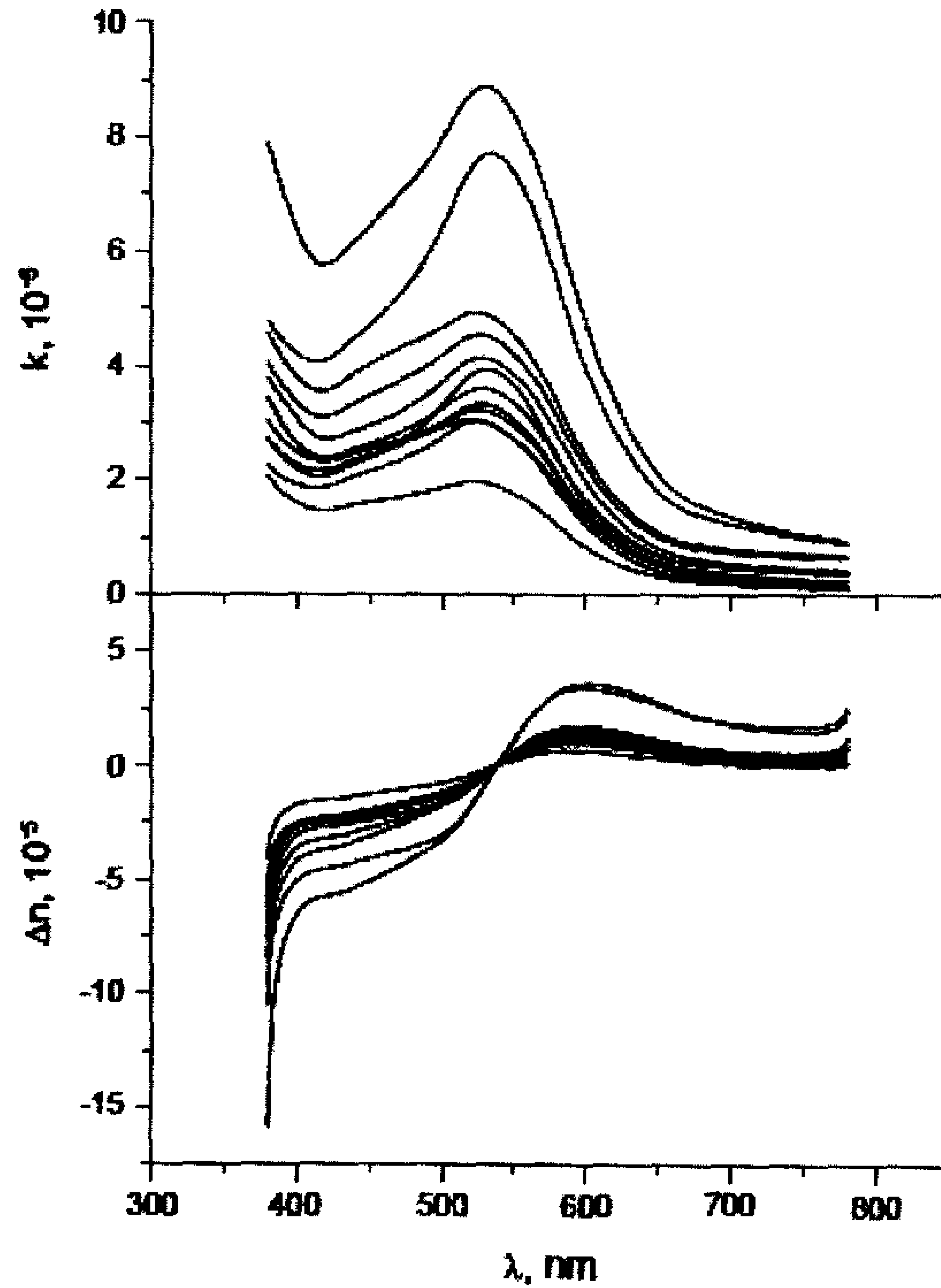
يقترن تغير معاملي الانكسار الحقيقي ومعامل التخامد معاً بعلاقات كرامرز- كرونيج، وكذلك بتعديلاتهم [4]. و الطريقة المفيدة، خاصة عند استخدام نقل حزمة بيانات محدودة فقط، هي باستخراج التردد المعتمد على التغيير الحقيقي لمعامل الانكسار مما يسمى بعلاقة كرامرز- كرونيج للطرح المنفرد (SSKK) [٤]، يضاف إليها وبعد ذلك التحقق من البيانات عبر حسابها عن طريق علاقة قرينة SSKK. علاقتا SSKK تتطلبان نقطة ارتكاز حيث إن الثابت الضوئي هو معلومة مميزة. يمكن عادة قياس المعلومات عند نقطة الارتكاز بوسائل أخرى، على سبيل المثال، في حالة السوائل، بواسطة مقياس الانعكاسية. و علاقات SSKK هي كما يلي :

$$n(\omega') - n(\omega_1) = \frac{2(\omega'^2-\omega_1^2)}{\pi}\, P\int_0^\infty \frac{\omega k(\omega)}{(\omega^2-\omega'^2)(\omega^2-\omega_1^2)}\, d\omega, \quad (٢,٥)$$

$$\frac{k(\omega')}{\omega'} - \frac{k(\omega_1)}{\omega_1} = \frac{2(\omega'^2-\omega_1^2)}{\pi}\, P\int_0^\infty \frac{n(\omega)-n_\infty}{(\omega^2-\omega'^2)(\omega^2-\omega_1^2)}\, d\omega, \quad (٢,٦)$$

حيث ω_1 هو تردد نقطة الارتكاز، و P قيمة تدل على مبدأ Cauchy و n_∞ هي قيمة الطاقة العظمى لمعامل الانكسار. رمز خوارزمية التحليل الرقمي SSKK موجود في كتاب لوكاريني Lucarini وآخرون [4]

نرى على سبيل المثال في الشكل رقم (٢,٢) تغيرا لمعامل الانكسار الحقيقي ومعامل الانكسار التخامدي لـ ١٢ منتجاً تجاريا مختلفاً للنبيذ الأحمر. يتم لأول مرة قياس نفاذية عينات النبيذ الأحمر باستخدام حوض ١ ميليمتر في درجة حرارة الغرفة. يحسب معامل الإنكسار التخامدي بالاستعانة بالعلاقة (٢,٤)، ويتم حساب تغير معامل الانكسار باستخدام العلاقة (٢,٥). أحد تطبيقات بيانات معامل الانكسار العقدي هو مساعدة منتجي النبيذ في مجال البحوث وتطوير النبيذ الأحمر وغيره من العصائر. اختبار صحة النبيذ المشترى هو تطبيق آخر، وبعبارة أخرى للتأكد من التطابق مع محتويات الزجاجة، ولمنع تزوير النبيذ و غيره من المشروبات.



الشكل رقم (٢,٢). معامل الانكسار التخامدي (اللوحة العليا)، وتغير معامل الانكسار الحقيقي (اللوحة السفلى) لبعض منتجات النبيذ الأحمر التجارية.

في الشكل رقم (٢,٢) يمكن للمرء التعرف على anthocyanins بالقرب من ٥٢٠ نانو مترا بسبب الامتصاص القوي للضوء. وهذا أمر مهم في تكوين اللون الأحمر في الخمور [5]. يعتبر اللون كعامل مهم لجودة النبيذ الأحمر. ويمكن حساب إحداثيات اللون (مختبر CIE) للنبيذ الأحمر من طيف النفاذية. وثمة عامل آخر لجودة النبيذ الأحمر هو تركيز العفص الذي يمكن أن يكون معترفاً به بسبب الامتصاص الضوئي القوي بالقرب من ٢٨٠ نانومتر.

يمكن استخدام بيانات النفاذية لمنتجات النبيذ في فحص الجودة أثناء وبعد عملية التخمير. توفر أجهزة التحسس بالألياف الضوئية وسائل فحص ضوئي موضعي للخصائص الضوئية للنبيذ [6] وبطبيعة الحال، يمكن استخدام بيانات معلومات النفاذية في فرز مشروبات الويسكي الكحولية عن المشروبات الملونة الأخرى.

يكشف التحليل الطيفي أن ١٢ مجموعة من النبيذ الأحمر تختلف عن بعضها البعض. ومن الآن يمكن للمرء الاستفادة من معلومات دراسة الخصائص الطيفية ولون النبيذ الأحمر، على سبيل المثال، للتأكد من صحة عصير العنب. هذه هي طريقة مهمة لمنع تزوير النبيذ الأحمر وغيره من المنتجات السائلة.

تعتمد القيمة المطلقة لمعامل انكسار النبيذ الأحمر على كثافة الكحول الموجود في النبيذ ومحتويات السكر فيه. تعطي القيمة المطلقة لمعامل انكسار النبيذ الأحمر معلومات عن كثافة الخمر التي تعتمد على نسبة محتوى الكحول والسكر. يتم الحصول عادة على القيمة المطلقة بواسطة قياس الانكسار. سوف نقوم بوصف قياس معامل انكسار السوائل في الفقرة (٢,٣).

لما كانت الخمور الحمراء هي أقل أو أكثر سوائل عكرة، فإن قياس التشتت الضوئي له دور في الكشف عن النفاذية الحقيقية. يمكن أن يتم القضاء على التشتت الضوئي بشكل مرض باختيار حوض رقيق.و قياس عكر الخمور أحد مؤشرات جودة

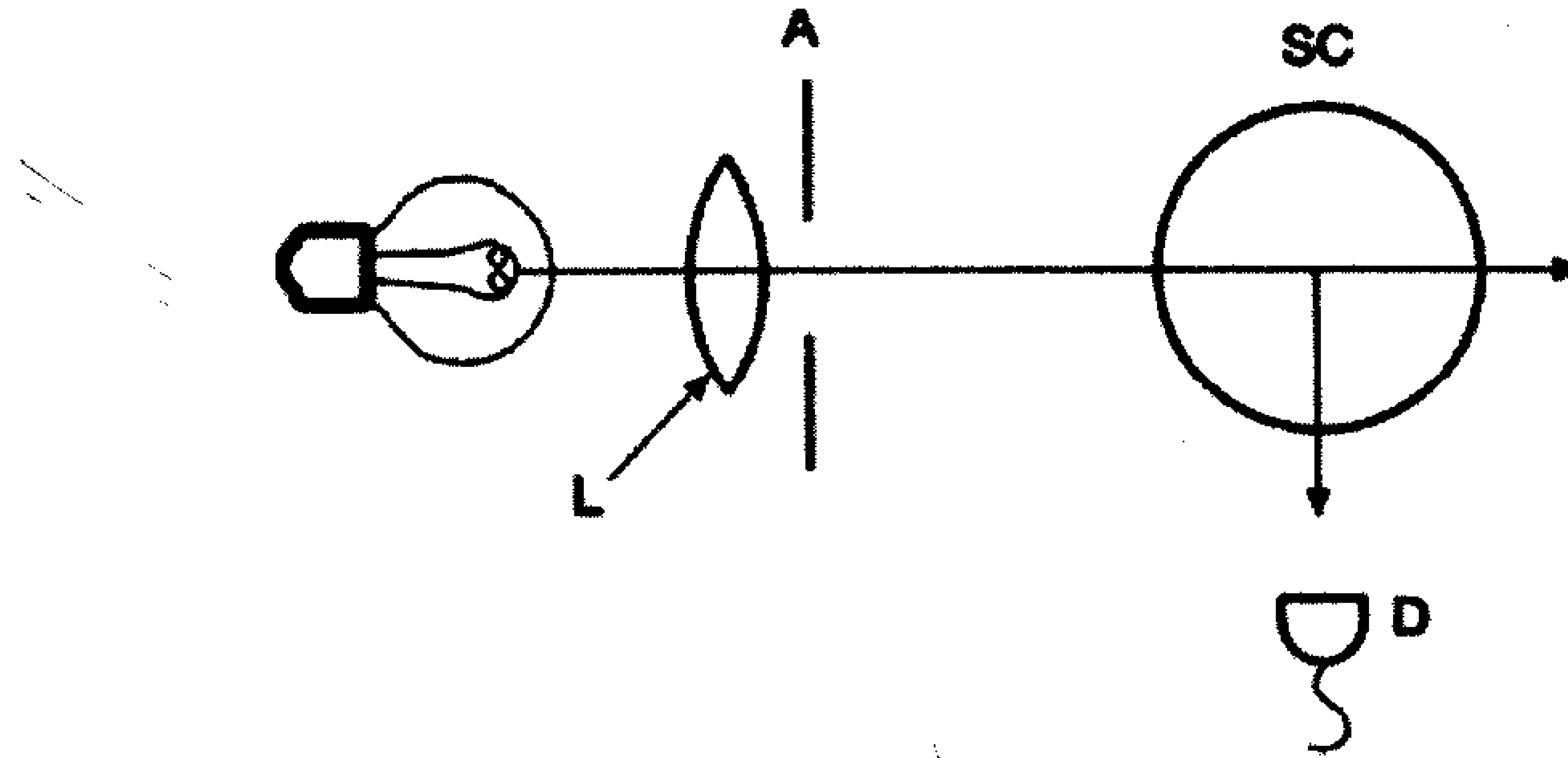
هذه السوائل و كذلك السوائل الأخرى المشتتة للضوء. سوف نعالج في الفقرة التالية قضية العكر بتفصيل أكبر.

(٢,٢) قياس عكر السوائل

Measurement of Turbidity of Liquids

نظرية تشتت الضوء لـ Mie [7] هي أساس التفاعل الضوئي مع مراكز التشتت الكروية، والتي تتوافق أبعادها مع الطول الموجي للضوء الساقط، في مرحلة الغاز أو السائل. تعمل نظرية Mie بشكل جيد في حالات يكون التشتت أحادي أومتعدد التبديد الكروي، مع معرفة جيدة لمعامل الانكسار العقدي، يشغل حجماً جزئياً منخفضاً نسبيا في الوسط المضيف. إذا كان شكل المشتت معقدا، فإن نظرية التشتت Mie تصبح غير محققة. وعلاوة على ذلك، إذا كانت معاملات الانكسار المركبة للأنواع المختلفة للمشتتات، تظهر في وقت واحد في منطقة تشتت الضوء الفاحص غير معروفة. فإن المرء سيواجه عادة مشاكل في التفسير الدقيق للإشارة المقاسة. ومع ذلك، إذا كنا لا نريد أن نعرف خصائص محددة من المشتت ولكننا نرغب فقط الحصول على معلومات عن تعكر السائل، مثلاً تخفيض شفافية سائل ناجم عن مادة غير منحلة. ممكن أن تستخدم لقياس هندسي بسيط، جهازاً حديثاً لقياس العكر يسمى مقياس التعكر nephelometer.الفكرة الكامنة وراء قياس التشتت الضوئي عند تشتت هندسي °٩٠ مبينة في الشكل رقم (٢,٣). على الرغم من كون الإشارة دالة غير خطية في العكر، فإن هذه الهندسة حساسة للتشتت الضوئي الناتج عن الجسيمات.

وحدة العكر لهذا الجهاز هي (NTU) قد يتراوح مداها بين ٠و١٠,٠٠٠NTU . تتم المعايرة القياسية على مقياس فورمازين formazin .



الشكل رقم (٢,٣). الرسم التخطيطي لمقياس العكر، L عدسة ،A فتحة، SC عينة الخلية، وD كاشف.

كما هو واضح من الشكل رقم (٢,٣) إن الكشف عن الضوء المشتت لايعتمد على تركيز مشتتات متعددة التشتيت فقط (scatterers multiplescattering) ولكن أيضا على امتصاص الضوء من قبل المشتت و السائل المضيف، وكذلك على التغيرات المكانية لمعامل انكسار الوسط المشتت، ومن الواضح أنه من الصعب استخلاص نظرية عامة لتحليل الإشارات. وبالتالي، فإننا عادة ما نقوم ببساطة باستخدام كثافة الضوء للكشف بزاوية تشتت ٩٠°. وبطبيعة الحال، يمكن استخدام زوايا تشتت أخرى في تقييم عكر النبيذ وذلك على نطاق أوسع كما بُيِّن في [8] تسجيل عكر الخمر، بوصفه دالة في الطول الموجي، خلال عملية الإنتاج. تتوفر تجاريا أجهزة استشعار تجارية متعددة الاستعمال لرصد جودة معالجة المياه في الصناعة، أو مياه الصرف الصحي في محطات معالجة، وتشمل أيضا طريقة الحصول على عكر. لقد تم تصميم وإنتاج أجهزة لعملية المراقبة الآلية، لحلول قياس تجانس اللب في صناعة الورق. يتم غالباً تجنب مشكلة تلون عكر عينة في المنطقة تحت الحمراء باختيار الطول الموجي للعملية. في حالة وجود عكر قوي، فإنه من الملائم استخدام طريقة قياس التشتت المرتد لمستشعر العكر. يمكن تضمين القياسات المباشرة في نفس رأس القياس و قياسات التشتت المرتد لتغطية طيف واسع من العكر الديناميكي. المشكلة الشائعة لرأس المستشعر الضوئي، عند مراقبة سوائل من أصل بيولوجي أو صناعي، تلوث إطار المراقبة. تنظيف رأس المستشعر بالأموج فوق الصوتية

هو أحد الحلول لتجنب هذا التلوث. يجري وبقوة تطوير تقنية الطلاء للأسطح غير تلويثية ، و الاتجاه إلى استخدام بنية نانوية كطبقات سطحية للمنتج ، مثل تشكيلة واسعة من مواد النوافذ.

في الجدول رقم (٢,١) نظهر قراءات NTU، بالإضافة إلى معامل الانكسار لـ ١٢ نوعاً من النبيذ الأحمر التجاري. ومن الواضح أن العكر يتعرض لتقلب أقوى من معامل انكسار عينات النبيذ الأحمر هذه.

الجدول رقم (٢,١). بلد الإنتاج ، معامل الانكسار، حجم الكحول ٪، ونسبة العكر٪ لـ ١٢ مجموعة عينة تجارية من النبيذ الأحمر

العينة	البلد	معامل الانكسار (ABBE)	الكحول ٪	العكر (NTU)
١	ايطاليا	١,٣٤٤٠	١٢	٥,٦
٢	اسبانيا	١,٣٤٤٤	١٢,٥	٢٩
٣	اسبانيا	١,٣٤٤١	١٢,٥	٢٤
٤	فرنسا	١,٣٤٣٧	١٣	٢٠
٥	تشيلي	١,٣٤٦٢	١٤	١٩٠
٦	فرنسا	١,٣٤٥١	١٣	٢٤
٧	جنوب إفريقيا	١,٣٤٥٢	١٣,٥	٤٧
٨	فرنسا	١,٣٤٥١	١٢	١٠
٩	البرتغال	١,٣٤٣٩	١٢,٥	٥٤
١٠	أمريكا	١,٣٤٤٨	١٣	٤٣
١١	فرنسا	١,٣٤٤٢	١٣,٥	٩,٤
١٢	الأرجنتين	١,٣٤٥٢	١٤	٦٤

(٢,٣) المطياف الضوئي للانعكاس الطيفي
Reflection Spectroscopy

نعالج في هذا القسم نمط قياس الانعكاس والذي له فائدة عملية في كلٍ من حالتي فحص الأوساط السائلة والمسامية في الحالة السائلة. يمكن إدخال نافذة المسبر للتشغيل الآني في مواقع الصناعة لمراقبة محددات المعالجة لحالة السائل. و قد يقدم نظام القياس هذا تغذية راجعة لسير العملية أو للكمبيوتر المركزي لتحسين ومراقبة محددات العملية. في الحالة المسامية يتم فحص حدث عادة في مختبرات المواقع الصناعية؛ بالاعتماد على الهدف، يمكن تأمين أجهزة على شبكة الإنترنت.

(٢,٣,١) مقياس الانكسار Refractometer

في حالة السوائل، يُستَخدم معامل انكسارها والذي هو كمية ضوئية أساسية في فحص الجودة. كما يمكننا بقياس الانكسار تحديد السوائل المختلفة، و الحصول على معلومات بشأن تركيز السكر و الملح، و البروتينات، و الأحماض، وإلخ الممدة في الماء، و الكحول في الماء واللاكتوز في الحليب، وهلم جرا. لقد وجدت مبادئ انعكاس و انكسار الضوء تطبيقات عدة، لا سيما، في فحص معامل انكسار السوائل النفوذة و السوائل المعالجة في الصناعات التحويلية. و يستند مقياس الانكسار الكلاسيكي على مقياس الانكسار آبي Abbe و الذي يستخدم انعكاس الضوء الكلي، على النحو التالي:

$$n = \sin\theta_c, \qquad (٢,٧)$$

حيث n هو معامل الانكسار النسبي أي ، النسبة $n = n_{\text{liquid}}/n_{\text{prism}}$، و θ_c هي الزاوية الحرجة للانعكاس الكلي. معامل انكسار الموشور معروف بشكل بديهي، وبناءً عليه و بقياس الزاوية الحرجة ، يمكن الحصول على معامل انكسار السائل. يمكن الحصول على بيانات التشتت لمواد الموشور الاعتيادية، على سبيل المثال، من كتالوجات الشركات التي تبيع العناصر الضوئية.

هناك أنواع مختلفة من مقاييس الانكسار التجارية سواء لبيئة المختبر أو للبيئة الصناعية. يقاس عادة معامل انكسار العصير، أو المشروبات الغازية، والمرطبات، والخمر، والبيرة، و منتجات الألبان في المواد الغذائية الصناعية. توجد بطبيعة الحال تطبيقات في مجالات الكيماويات والبتروكيماويات والصناعات الدوائية. يمكن أن يستخدم كمصدر ضوئي ديود ضوئي LED أو مصدر ضوء أبيض في تركيب مقياس الانكسار. و باستخدام مرشح ضوئي فإنه يمكن اختيار بعض الأطوال الموجية المحددة من الطيف الواسع نسبيا للمصدر الضوئي، وعادة ما يتم اختيار خط الانبعاث التابع للصوديوم بالقرب من ٥٨٩ نانومتر، لفحص معامل الانكسار الحقيقي للسائل الذي يتعين فحصه، و من الممكن أيضا استخدام الليزر كمصدر ضوئي في مقياس الانكسار.

يقدم مصدر الضوء عاملا حاسما طالما أن الفكرة هي العثور على حدود التغيير المفاجئ لشدة الضوء المنعكس عند الزاوية الحرجة لزاوية السقوط. يتم الكشف عن الإشارة بواسطة مصفوفة ثنائيات ضوئية خطية أو بواسطة CCD كاميرا. يتم تبريد رأس الحساس في البيئات التي يكون فيها السائل حاراً بواسطة جريان مائي. تشكل المقاومة الديناميكية لرأس الحساس قضية عند قياس معامل انكسار سائل ضغط عال. يمكن التقليل من اهتراء إطار مجس الحساس، عند رصد تدفق سائل عالي الضغط، باختيار الياقوت كمادة للموشور. يوجد ترتيبات برؤوس متعددة للمراقبة الداخلية للصناعات التحويلية في أنظمة أنابيب سوائل العملية تبلغ دقة قياس معامل الانكسار حوالي $١٠^{-٤}$.

يصبح مفهوم الانعكاس الكلي في حالة حدوث امتصاص و/ أو انعكاس للضوء في السوائل العكرة موضع شك. في الواقع ، يعتمد الجهاز آبي Abbe الكلاسيكي على قفزة مفاجئة لشدة الضوء المنعكس عند زاوية حرجة للانعكاس. على سبيل المثال، لا توجد مثل هذه القفزة المفاجئة في السوائل الملونة لشدة الضوء المنعكس للضوء الساقط

ذي الطول الموجي الثابت، هذا يعني أننا لا نستطيع تحديد الزاوية الحرجة. يمكن التغلب على هذه المشكلة من خلال تسجيل شدة الضوء المنعكس بوصفها تابعة لزاوية الضوء الساقط، وتشكيل المشتق الثاني من الانعكاس. تعطي القيمة العظمى للمشتق موقع الزاوية الحرجة الواضح. لم يعد لون وعكر السائل مشكلة كبيرة في تصميم وتركيب مقاييس الانكسار العملية الحديثة. تعتمد مسافة معامل الانكسار التي يتم الحصول عليها بمقياس الانكسار العملية على اختيار مادة الموشور وأبعاد تركيز الضوء المعالج والبعد الهندسي المحرقي للضوء الساقط على السطح البيني بين السائل والموشور، فعلى سبيل المثال يمكن تركيب جهاز حيث تقدم حزمة الليزر المركزة توزعاً زاوياً لقياس تغيرات صغيرة نسبياً لمعامل انكسار السائل. ممكن بسهولة إلى حد ما التأكد من توفر مقاييس الانكسار التجارية عن طريق شبكة الإنترنت.

(٢,٣,٢) مقياس الانكسار بنمط المسح الموجي

Reflectometer with Wavelength Scanning Mode

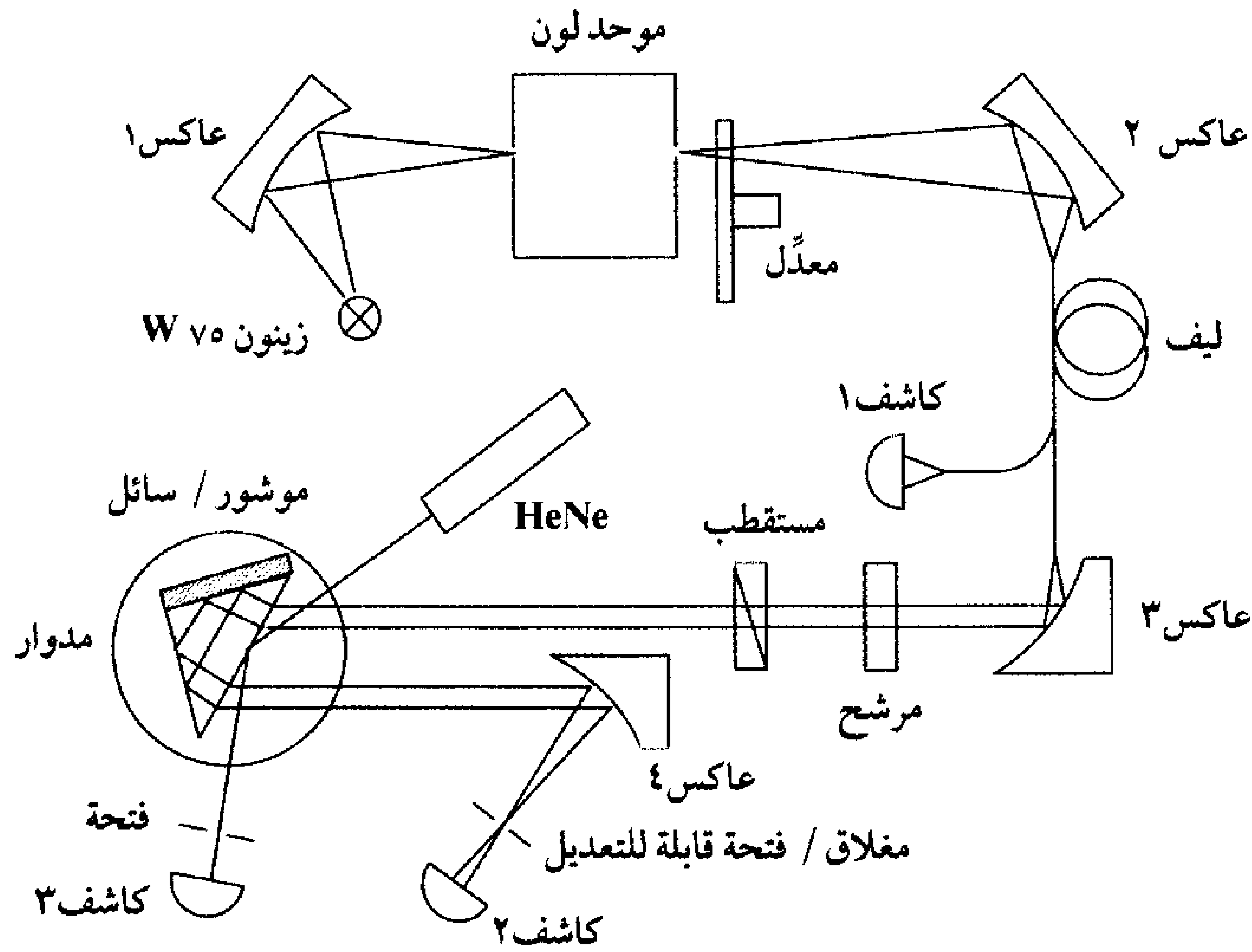
يمكن الحصول على تقدير معامل الانكسار العقدي لأوساط مبهمة، مثل العجائن، في مجال طيفي واسع باستخدام طريقة مقياس الانكسار ومحللات أطياف ذات صلة [9]. الذي يعطي الجهاز البديل هو ellipsometer المقياس المقطعي، معلومات عن معامل الانكسار العقدي للعينة الصلبة، ولكن عادة لمجال طيفي ضيق نسبيا. يمكن أن يستخدم مبدأ المقياس المقطعي لأغراض المراقبة في الصناعة التحويلية، و يستفاد بعد ذلك عادة من مصدر ضوئي ليزري. يظهر الشكل رقم (٢,٤) مقياس انكسار متعدد الوظائف، والذي طور لغرض تحليل الماء المعالج في لباب الورق و معامل الورق. يمكن للمرء أن يختار طرق قياس مختلفة مع مقياس الانكسار الموشوري هذا. ويتضمن مسحا لزاوية السقوط أو لطول الموجة. و بالإضافة إلى ذلك، يمكن أن يُختار الاستقطاب الخطي s ، واستقطاب الضوء الساقط p.

تحليل الأطياف باستخدام صيغة فرينل لانعكاس الضوء باستقطاب s أو باستقطاب P وهي الأكثر ملاءمة على النحو التالي :

$$R_s(\omega) = \left|\frac{\cos\theta - \sqrt{N^2(\omega) - \sin^2\theta}}{\cos\theta + \sqrt{N^2(\omega) - \sin^2\theta}}\right|^2 , \quad (٢,٨)$$

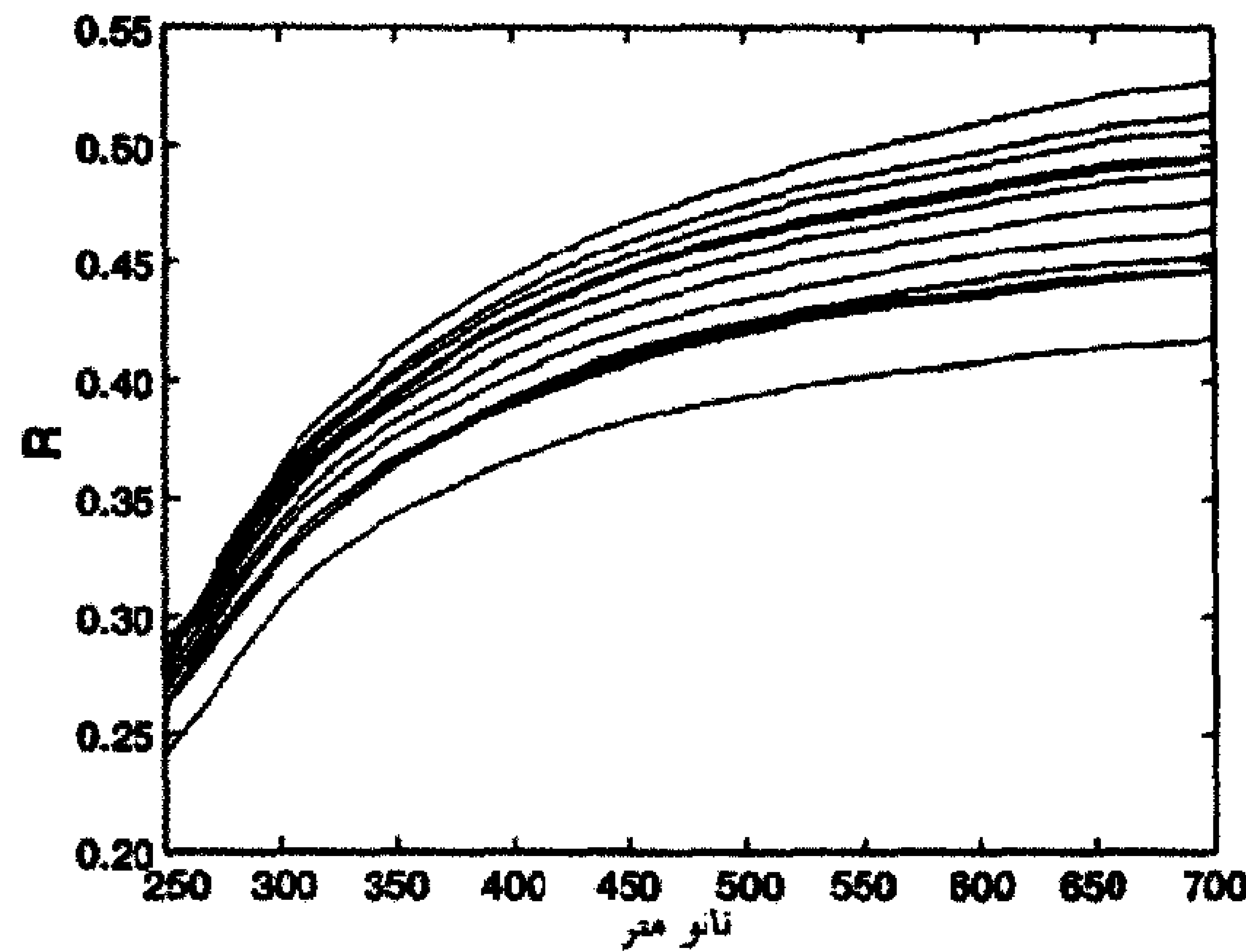
و

$$R_p(\omega) = \left|\frac{N^2(\omega)\cos\theta - \sqrt{N^2(\omega) - \sin^2\theta}}{N^2(\omega)\cos\theta + \sqrt{N^2(\omega) - \sin^2\theta}}\right|^2 , \quad (٢,٩)$$



الشكل رقم (٢,٤). رسم تخطيطي لمقياس العاكسية reflectometer.

حيث θ هي زاوية السقوط، و N معامل الانكسار العقدي النسبي. تحدث الحالة الأبسط ، في إطار العلاقتين (٢,٨) و (٢,٩)، عندما يكون معامل الانكسار التخيلي للسائل صغيرا جداً بحيث يمكن إهماله. نرى في الشكل رقم (٢,٥) انعكاسات النبيذ الأحمر الاثني عشر التي أخذت بعين الاعتبار.

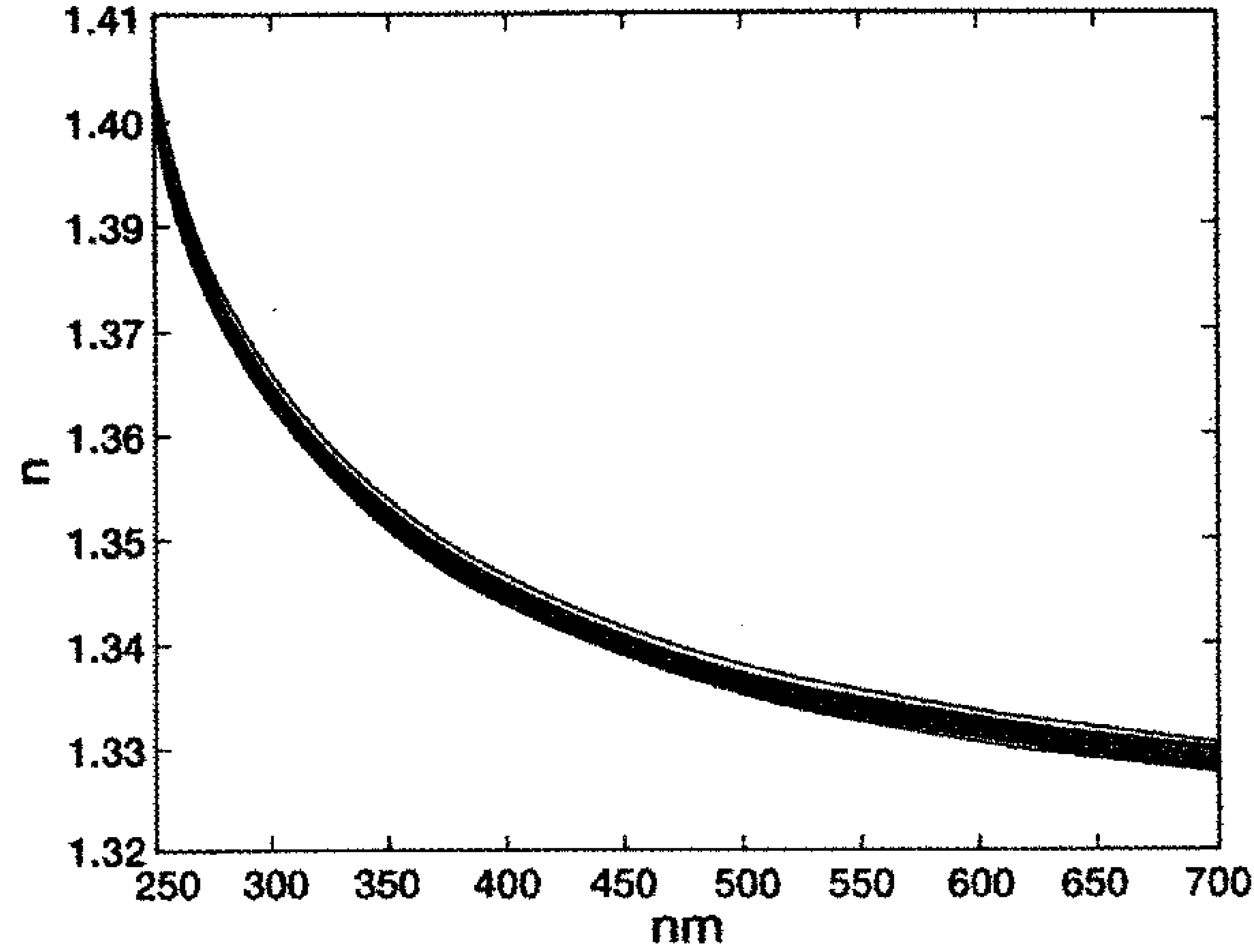


الشكل رقم (٢,٥). مقياس الانعكاس من ١٢ عينة من عينات النبيذ الأحمر كدالة مع طول الموجة سُجِّلَت المنحنيات بواسطة مقياس الانعكاس باستخدام ضوء مستقطب s.

تسجل بيانات زاوية الانتشار كدالة للطول الموجي من أجل زاوية سقوط ثابتة وباستخدام ضوء مستقطب s. بافتراض معامل تخامد منخفض نسبياً ممكن إيجاد معامل انكسار النبيذ الأحمر من (٢,٨)، لأنه لايوجد سوى كمية مجهولة وحيدة وهي معامل الانكسار الحقيقي n .منحنيات التشتت الإثني عشر للنبيذ الأحمر، باستخدام بيانات الشكل رقم (٢,٥)، موضحة في الشكل رقم (٢,٦). نلاحظ من الشكل رقم (٢,٦) أنه من الممكن إيجاد وسيلة جيدة نسبياً لمراقبة تركيز النبيذ الأحمر وذلك بمكاملة منحنيات معامل الانكسار النسبي. يعطي استخدام المنحنى الطيفي للصوديوم حساسية مدى أقل لحد ما للتمييز بين فروقات عينات النبيذ الأحمر هذه. يمكن الحصول على تقدير لمعامل الانكسار العقدي باستخدام طريقة التحسين للأمثل [9]. أما في حالة مسح زاوية السقوط من أجل طول موجي ثابت. يقلل هذا الأسلوب من مجموع التربيع الأصغري للفرق بين الانعكاس المحسوب من الناحية النظرية، (٢,٨) أو (٢,٩)، عن طريق التعويض بقيمة مقترحة لمعامل الانكسارالعقدي N على النحو التالي :

$$S = \text{Min} \sum_{\sigma} [R_{\text{m}}(\theta) - R_{\text{t}}(\theta)]^2, \quad (٢,١٠)$$

حيث R_t و R_m هي قيم الانعكاس المقاس والنظري على التوالي.



الشكل رقم (٢,٦). معامل الانكسار الحقيقي المكتسب لـ ١٢ نوع نبيذ أحمر باستخدام معطيات الشكل رقم (٢,٥).

معاملات انعكاس الوسط، المقابلة للانعكاس (٢,٨) و (٢,٩)، هي أرقام عقدية ناتجة عن معامل الانكسار العقدي. يمكن أن تعطى معاملات انعكاس واستقطاب الضوء s و p أيضا فيما يلي بالشكل القطبي :

$$r_p(\omega) = |r_p(\omega)|e^{i\varphi_p(\omega)}$$

(٢,١١)

$$r_s(\omega) = |r_s(\omega)|e^{i\varphi_s(\omega)}$$

يمكن الحصول على تقييم للاعتماد الطيفي لمعامل الانعكاس العقدي باستخدام مفاهيم السعة وطور العدد العقدي في نمط مسح طول الموجة وتثبيت زاوية السقوط، بإجراء الاستعادة الطوري باستخدام علاقات كرامرز - كرونيج Kramers–Kronig الطرح الأحادي أو الطرح التعددي أو بواسطة طريقة الإنتروبي الأعظمي maximum entropy method (MEM) [٤ ، ١٠] ومع ذلك، يجب أخذ الحذر عند استخدام SSKK ،

وخصوصا عند قياس طيف الانعكاس، لانحراف الضوء الساقط المستقطب p [11]. في هذه الحالة الخاصة يتحقق الشرط:

$$n_\infty \leq \tan\theta \leq n_{\text{static}}. \qquad (٢,١٢)$$

وهي محققة من أجل المواد السائلة (وكذلك الصلبة)، تعطي العلاقات K−K أخطاء بالطور من أجل الانعكاسية العقدية. وهذا يعني أيضا أننا سنحصل على معامل انكسار عقدي خاطئ للسائل والذي يمكن حله باستخدام (٢,٩) و العلاقة الأخيرة في (٢,١١) إذا كان الشرط أعلاه (٢,١٢) ليس محققاً للاستقطاب الحاصل للضوء الساقط المنحرف، أو إذا استخدم حارف للضوء المستقطب الساقط s أو أن القياس يحدث في حالة سقوط طبيعي عادي عندها ممكن استخدام العلاقات SSKK أدناه، مع نقطة إسناد ω_1، من أجل استرجاع الطور و التدقيق المتقاطع للبيانات المحسوبة:

$$ln|r(\omega')| - ln|r(\omega_1)| = \frac{2(\omega'^2-\omega^2)}{\pi} P \int_0^\infty \frac{\omega\emptyset(\omega)}{(\omega^2-\omega'^2)(\omega^2-\omega_1^2)} d\omega, \qquad (٢,١٣)$$

و

$$\frac{\varphi(\omega)}{\omega'} - \frac{\varphi(\omega_1)}{\omega_1} = \frac{2(\omega'^2-\omega^2)}{\pi} P \int_0^\infty \frac{\omega|r(\omega)|}{(\omega^2-\omega'^2)(\omega^2-\omega_1^2)} d\omega. \qquad (٢,١٤)$$

يترابط الانعكاس ومعامل الانعكاس بالعلاقة المعروفة جيداً $R = |r|^2$. لاحظ أنه يجب تحديد التكامل داخل مجال الطيف المحدد في التحليل العملي. يعتبر مثل هذا الإجراء مصدرا للخطأ. يُخفَّض هذا الخطأ بواسطة تقنية نقطة ارتكاز التثبيت. سبب إنقاص الخطأ هو التقارب الأفضل للعلاقات SSKK من العلاقة التقليدية كرامرز – كرونيج.

نقضي بعض الوقت المقبل مع الاستعادة الطورية باستخدام MEM، والتي قد لا تكون مألوفة للقراء. يمكن استخدام MEM بدلا من تحليل K-K لأي حالة، متضمنة

الشرط (٢,١٢) وبما أن MEM هي طريقة أعم من طريقة التحليل K-K، على الرغم من أن أساس MEM غير متوفر في الفيزياء تعرض MEM طريقة رياضية من نظرية المعلومات. فيما يلي سنصف بعض ملامح MEM. يضغط في هذه الطريقة طيف الانعكاس، المقاس عند مجال ترددي زاوي محدد، إلى فاصل بين ٠ و ١ بواسطة تغيير المتحول.

$$\nu = \frac{\omega - \omega_{\text{start}}}{\omega_{\text{end}} - \omega_{\text{start}}}. \qquad (٢,١٥)$$

ويتم الحصول على معامل الانعكاس العقدي من نشر السلسلة

$$r(\nu) \cong \frac{|d_o|\, e^{i\emptyset(\nu)}}{\left|\sum_{m=0}^{M} d_m \exp(-2\pi i m \nu)\right|} \qquad (٢,١٦)$$

حيث يتم الحصول على معاملات dm من مجموعة معادلات يول والكر Yule–Walker

$$\sum_{m=1}^{M} d_m\, C(m-p) = \begin{matrix} |d_o|^2, m = 0 \\ 0, m = 1,\dots,M, \end{matrix} \qquad (٢,١٧)$$

و يتم الحصول على الترابطات الناتجة C من التكامل

$$C(\nu) = \int_0^1 |r(\nu)|^2 \exp\,[i2\pi q\nu]\, d\nu. \qquad (٢,١٨)$$

نستخدم في حالة MEM بيانات عن مدى الطول الموجي المقاس فقط. و هذا يعني أنه لن يتم تنفيذ أي استقراء خارجي للبيانات. بما أن (٢,١٦) هي تقريبية عادة ما يتوجب علينا تصحيح زاوية طور معامل الانكسار العقدي. لا بد لنا لهذا الغرض من الحصول على معلومات الطور عند نقطة الارتكاز والتي تقع داخل نطاق القياس. يكفي عادة أخذ نقطتي ارتكاز للحصول على تقدير جيد لمعامل الانكسار العقدي، و هذا أيضا جيد لمعامل الإنكسار العقدي للوسط، الذي هو في الطور السائل أو الطور الصلب. ينفذ تصحيح الزاوية باستخدام ما يسمى "طور الخطأ" φ

الذي عادة ما يكون دالة خطية تقريباً سَلِسة مع تغير بطيء، و يمكن عرض طور الخطأ كاستيفاء متعدد الحدود

$$\emptyset(\nu) = \sum_{r=0}^{R} B_r \nu^r, \tag{٢,١٩}$$

حيث يتم الحصول على المعاملات من نظام فاندير موند Vandermonde

$$\begin{pmatrix} ١ & \nu o & \cdot\cdot & v_o^L \\ 1 & \cdots & & v_1^L \\ & & \cdot\cdot & \\ & & \cdot\cdot & \\ 1 & \nu_L & \cdot\cdot & v_L^L \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B_o \\ \cdot \\ \cdot \\ B_L \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \emptyset(\nu_o) \\ \cdot \\ \cdot \\ \emptyset(\nu_L) \end{pmatrix}. \tag{٢,٢٠}$$

يتم ضغط آخر للطيف من أجل زيادة خطية طور الخطأ إلى مجال طيفي أضيق باستخدام إجراء تكييف المعطيات التالي:

$$\begin{array}{c} r(v)|^2\,,\ 0 \le v < \omega K(\omega_1) \\ |r(v)|^2,\ \omega K(\omega_1) \le v \le \omega K(\omega_2) \\ |r(v)|^2\,,\ \omega K(\omega_2) < v \le 1, \end{array} \tag{٢,٢١}$$

حيث

$$\omega_K(\omega) = \frac{1}{2K+1}\left(\frac{\omega-\omega_1}{\omega_2-\omega_1} + K\right), \tag{٢,٢٢}$$

و

$$v = \frac{\omega_k(\omega) - \omega_k(\omega_1)}{\omega_k(\omega_2) - \omega_k(\omega_1)}, \tag{٢,٢٣}$$

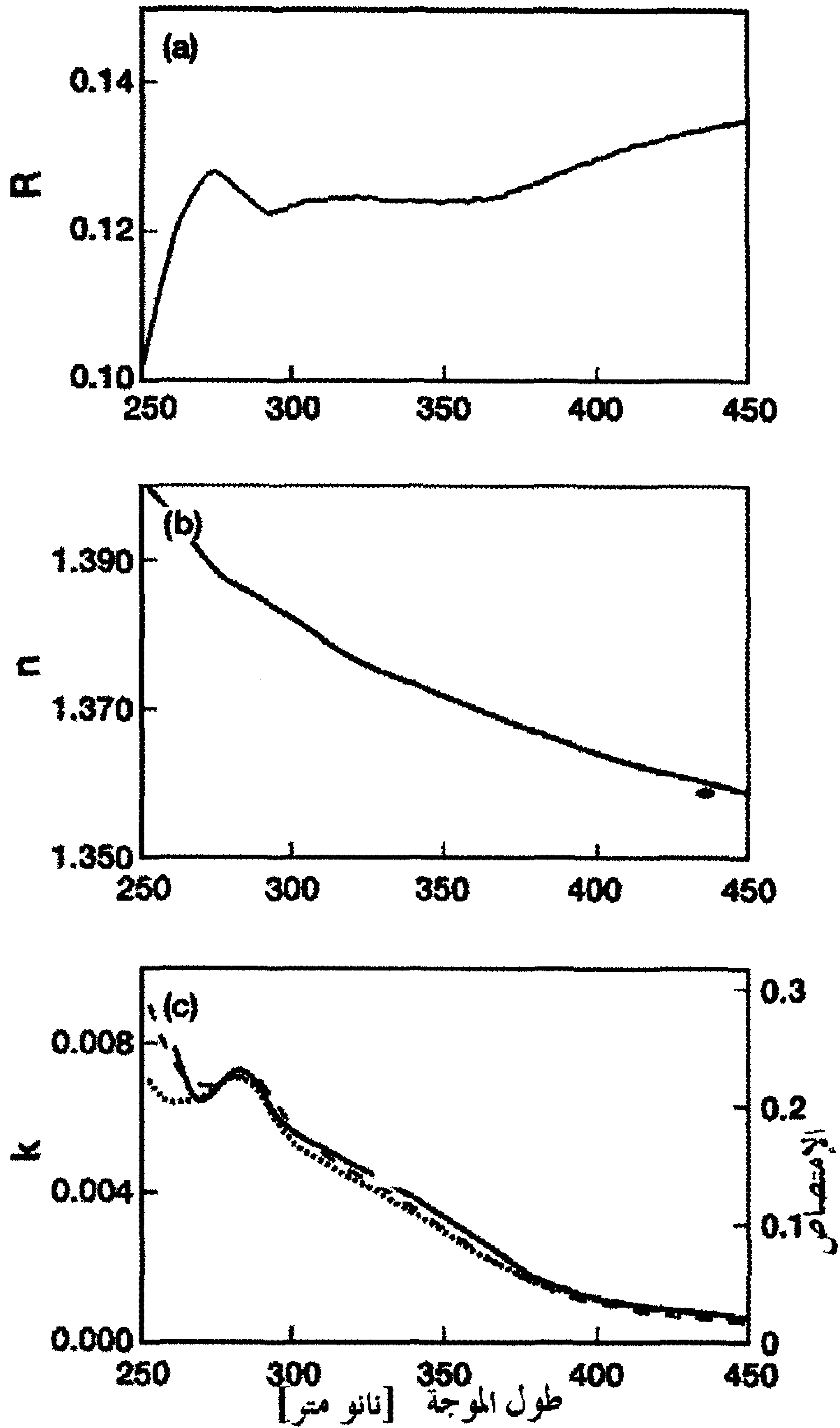
حيث K عدد صحيح موجب.

وهناك فرق حاسم بين تحليل K– K و MEM وهو أنه في السابق كنا نتعامل مع لوغاريتم الانعكاسية، في حين نتعامل في MEM مع الانعكاسية نفسها

وبالتالي، يمكننا تجنب التفرد الذي يظهر مع اللوغاريتم عندما يساوي الإحداثي الأفقي العقدي الصفر.

نبين في الشكل رقم (٢,٧) الانعكاس و معامل الانكسار العقدي لمحلول مياه الليغنين، التي تتواجد في عملية إنتاج لب الخشب لإنتاج الورق. محلول مياه اللغنين هو كثيف جدا ضوئيا ، والذي يعني أنه يمكن استخراج معامل الانكسار العقدي الصافي من قياس الانعكاس فقط . يتم استخراج معامل الإنكسار العقدي من طيف الانعكاس باستخدام تحليل MEM الموصوف أعلاه. يسبب تشتت الجسيمات، والتي قد تكون موجودة في السائل تكون نافذة فحص الموشور في كثير من الحالات معرضة للتلوث مع الزمن. في بعض الأحيان ممكن تقدير الانعكاس الصحيح بنمذجة التلوث كالذي أُجري من أجل سوائل اللب [12، 13]. لحسن الحظ يمكن عادة إزالة طبقة التلوث عن طريق غسل نافذة الفحص بالأمواج فوق الصوتية.

نختم هذا القسم بعد المعالجة النظرية الطويلة بعض الشيء أعلاه بالإشارة إلى أن المفهوم الأساسي لمقياس الانكسار يوفر (الشكل رقم ٢,٤) مخطط جهاز لنظام متعدد القياس. من الممكن الاستفادة من الموشور العاكس الذي يسمح بقياس نفاذية وانعكاسية وتشتت ضوء من عينات سائل منخفض أو مرتفع العكر بالإضافة إلى إمكانية استخدام تدوير الاستقطاب الضوئي لقياس النشاط الضوئي للسائل. كما أنه يمكن الحصول بواسطة مقياس العاكسية على معلومات عن معامل الانكسار العقدي لأجسام صعبة للغاية مثل الأحبار المستخدمة في المطابع [14، 15]، وكذلك عن الانكسار المزدوج للأصباغ المستخدمة في صناعة الورق [16] ميزة هذا النوع من المقياس الطيفي المتعدد الوظائف أنه يمكن للمرء تجنب المشاكل العملية في التطبيقات المختلفة، والمعايرة، والتكاليف، والصيانة، والوقت المستهلك، ومتطلبات المكان.



الشكل رقم (٢,٧). (أ) الانعكاس و (ب) معامل الانكسار الحقيقي، و (ج) معامل الانكسار التخيلي لمحلول ماء اللغنين.

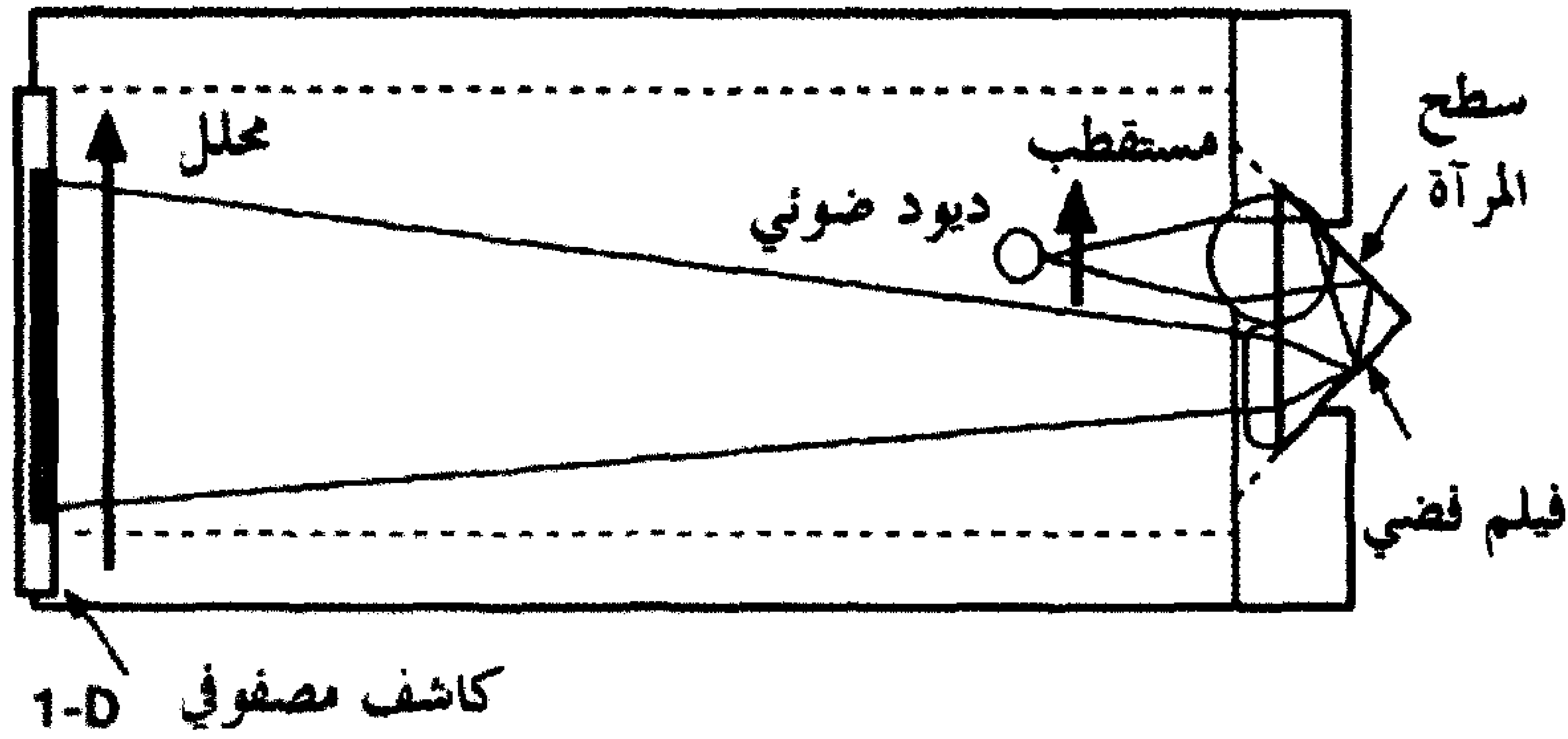
مقياس طيف رنين البلازمون السطحي

Spectrometer Surface Plasmon Resonance

يمكن توليد اهتزاز بلازمي في النمط السطحي باستخدام منشور، أحد وجوهه مغطى بطبقة معدنية رقيقة، وليزر كمصدر ضوئي. إذا تم اختيارالنفاذية العقدية للطبقة المعدنية الرقيقة ولعينة السائل بشكل صحيح، ممكن أن يحرض رنيناً بلازمياً سطحياً (SPR) *surface plasmon resonance* من أجل طول موجي ثابت عند زاوية أكبر من الزاوية الحرجة للانعكاس.يحدث الرنين البلازمي السطحي SPR عند تطابق العدد الموجي للحقل الموجي الساقط الموازي للسطح مع العدد الموجي العقدي لبلازما السطح وإن وصفاً مفصلاً عن فيزيائية الرنين البلازمي السطحي SPR يمكن إيجاده في [17].

يبلغ عادة سمك طبقة المعدن الرقيقة حوالي٥٠ نانومترا. تستخدم عادة طبقة رقيقة من الفضة في التجارب المخبرية بفضل القوة النسبية لإشارة الرنين البلازمي السطحي، بينما تفضل طبقة رقيقة من الذهب في الحساسات التجارية. تستخدم حساسات الرنين البلازمي السطحي التجارية تركيبة كريتشمان Kretchmann [18] وحزمة شعاع مركزة على السطح البيني بين العينة والموشور [19]. يوفر الشعاع المركز تلقائيا مجالاً واسعاً من زوايا سقوط الأشعة الضوئية، وبالتالي ليس هناك حاجة لتدوير منشور الفحص. من الواضح أن مجال تغيير معامل الانكسار محدود بحجم مخروط الضوء الساقط ومعامل انكسار الموشور الفاحص. مع ذلك، عادة ما يقدر مجال تغير معامل الانكسار (تغيير التركيز) لسائل معين ويؤخذ في الاعتبار عند تركيب حساس الرنين البلازمي السطحي SPR . يستخدم كاشف ضوئي، أو مصفوفة كواشف أو CCD كاميرا للكشف عن التباين المكاني للتراجع في شدة الضوء المنعكس.

نظهر في الشكل رقم (٢,٨) رسماً تخطيطياً لحساس الرنين البلازمي السطحي.



الشكل رقم (٢,٨). رسم تخطيطي لحساس الرنين البلازمي السطحي.

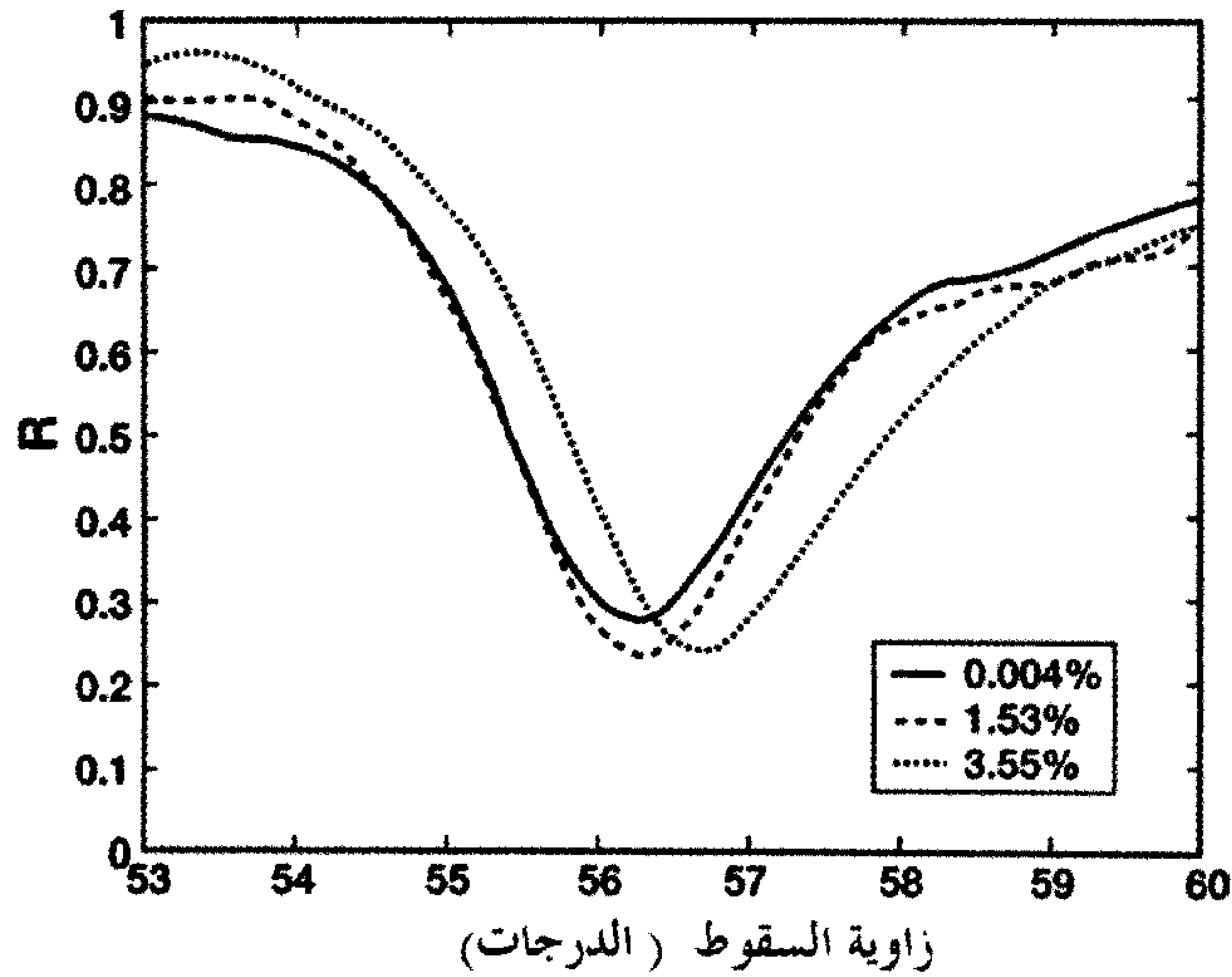
تتضمن قائمة الأنواع المختلفة لتطبيقات حساس الرنين البلازمي السطحي، من بين أمور أخرى، قياس الخصائص الضوئية وسماكة الطبقات المعدنية الرقيقة وامتزاز جزيئات الغاز، وفحص العقاقير، وتطبيقات المواد الغذائية، و شحن المواد الملونة المستخدمة في الورق، الطلاء وغيرها من قطاعات الصناعة، حيث تلعب السوائل والأصباغ دورا هاما. يمتلك سطح المعدن في بعض التطبيقات ميزة خاصة بحيث يتم تعديل الملمس عن طريق إدخال طبقة دهن ثنائية الامتصاص بمشاركة البوليمرات وغيرها، و هذا أمر مهم لا سيما في مراقبة التفاعلات البيولوجية الحيوية حيث يمكن قياس السائل في إطار عملية التدفق في خلية تدفق مقترنة مع رأس حساس رنين بلازمي سطحي [20]. يفيد مثل هذا المخطط، على سبيل المثال، في رصد حركات الامتزاز البروتيني للمواد الحيوية. و هناك اتجاه آخر لحساس الرنين البلازمي السطحي في البحث عن البروتينات و التفاعلات البروتينية في ظروف انخفاض الجاذبية في محطة الفضاء[21]. أُنْجز حساس الحمض النووي DNA [22] والذي يعتمد على حساس الرنين البلازمي.

التطبيق الأكثر تقليديا لحساس الرنين البلازمي هو قياس معامل انكسار السائل. يستند تحليل معامل انكسار العينة إلى الصيغة التالية :

$$\omega n_3 \sin\theta_{sp} = \sqrt{\frac{\varepsilon_1\varepsilon_2}{\varepsilon_1+\varepsilon_2}} \quad (٢,٢٤)$$

تمكن هذه الصيغة من الحصول على معامل انكسار السوائل عند أحد أطوال موجة الليزر، أو عند مجموعة منفصلة للأطوال الموجية عن طريق ضبط زاوية السقوط.

يوضح الشكل رقم (٢,٩) النقاط الدنيا لمنحنيات الانعكاس لعينات متجانسة من الحليب. تحوي العينة الأولى ٠,٠٠٠٤٪ من الدهون، و٣,٤١ بروتينات، و ٤,٩٦٪ لاكتوز ، و تحوي العينة الثانية ١,٥٣٪من الدهون، و ٣,٤١ بروتينات، و ٤,٨٧٪ من اللاكتوز، وتحوي العينة الثالثة ٣,٥٥٣٪من الدهون، ٣,٥٧ بروتينات و ٤,٧٤٪ لاكتوز. تحتوي كل هذه العينات على ماء وكميات صغيرة من المكونات الأخرى. بعد المجانسة أصبح حجم جسيمات الدهون أقل من واحد ميكرون وجزيئات البروتين حتى لأصغر من ذلك. يمكن أن نلاحظ من الشكل رقم (٢,٩) أن موقع القيمة الدنيا و كذلك نصف عرض المنحني مُعرض للتغيير بوصفه تابعا لنسبة حجم الدهون في الحليب.



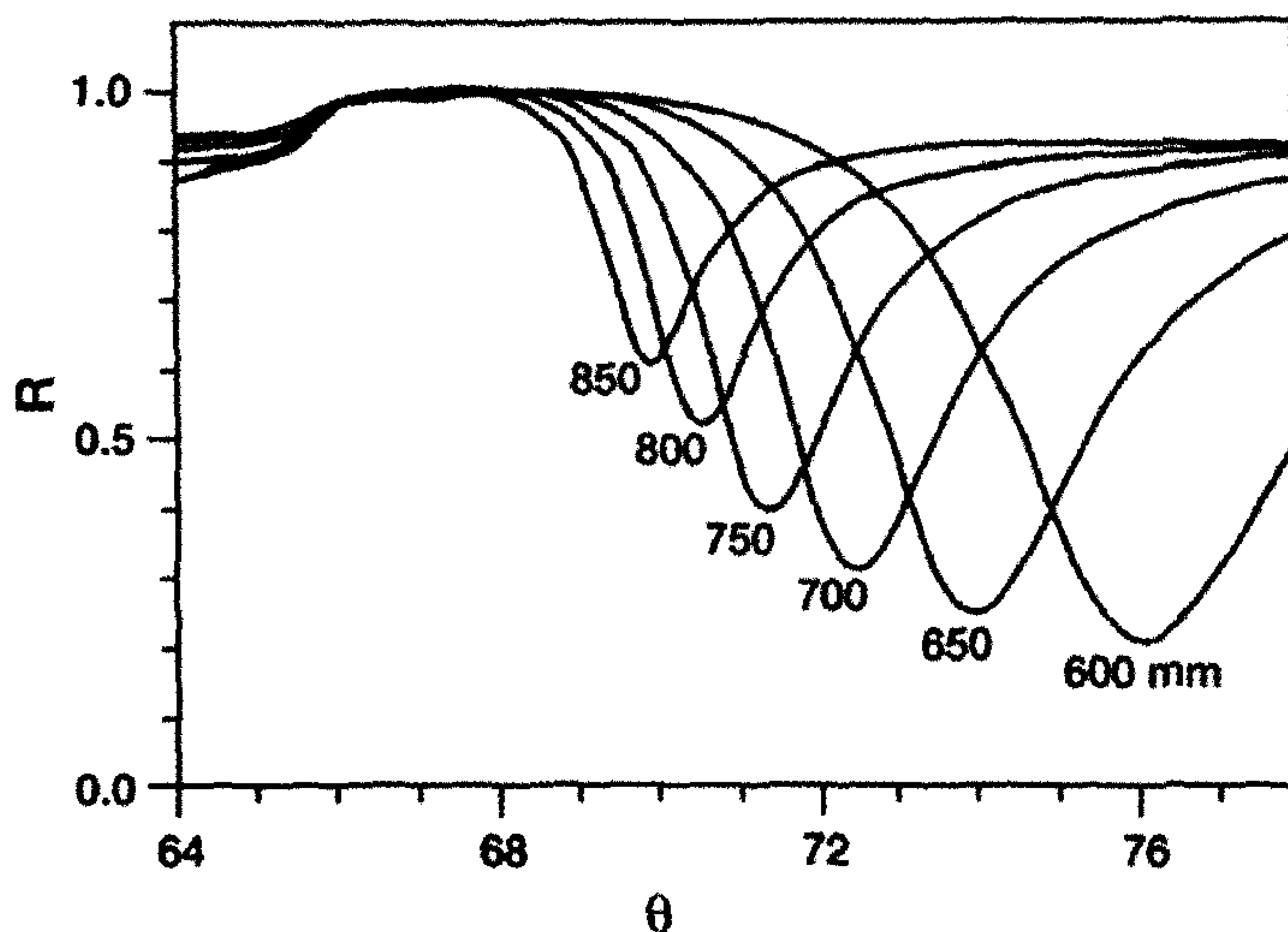
الشكل رقم (٢,٩). النقاط الدنيا للرنين البلازمي السطحي SPR التي تم الحصول عليها للحليب كدالة في حجم تركيز الدهون[23].

عادةً، يعتمد تحسس تحليل منحنى الانعكاس في الرنين البلازمي السطحي SPR على رصد قاع الرنين عند الزاوية θsp، والتي تزاح لأطوال موجية مختلفة بفضل تشتت الضوء في السائل، والطبقة المعدنية الرقيقة ومادة الموشور في موجات المادة. من المهم أن يكون النظام مستقرا حراريا خلال القياس لأن أي تدرج صغير في الحرارة قد يحفز تغييراً في موضع زاوية الرنين.

يمكننا الاستفادة من مقياس الانكسار في حالة التحليل الطيفي للرنين البلازمي السطحي، بشكل مماثل لتلك التي تم وصفها في الفقرة ٢-٣-٢ ولكن يُغطى وجه الموشور، الذي هو على اتصال مع السائل، بطبقة معدنية رقيقة. يتم الآن تثبيت زاوية السقوط بينما يتم تفحص الطول الموجي. يمكن الحصول على بصمات مختلفة الأصناف خلال تسجيل الطيف. هذه هي الميزة الرئيسية للتحليل الطيفي للرنين البلازمي السطحي SPR، بالإضافة للتحسس للتغيرات الصغيرة في تركيز السائل. تظهر في شكل (٢,١٠) النقاط الدنيا للرنين البلازمي السطحي SPR التي تم الحصول عليها من المياه لأطوال موجية مختلفة.قد يظهر في حالة امتصاص السوائل غموض في موقع أدنى نقطة للرنين البلازمي السطحي SPR وقمة امتصاص وحيدة [24].

يمكن أن تتولد البلازما السطحية أيضا من الجزيئات المعدنية المرسخة في مادة عازلة. لذلك لايعتمد التفاعل بين موجات الضوء على استخدام الموشور كرابط. مؤخرا جدا، أصبح البحث في البنية النانوية واحدا من أهم المجالات في تقنية علوم الحياة. أحد أهم المجالات الجديدة هو النانو الطبي حيث يتم تطوير أجيال جديدة من الوسائل التشخيصية والعلاجية للسرطان، والتي سوف تعمل على تحسين هائل لنتائج السرطان، بمساعدة تقنية النانو. و بعبارة أخرى سوف تستخدم جسيمات نانوية، مثل قشور الذهب النانوية، ونقاط الكم، وما إلى ذلك لاستهداف الأنسجة و التحسس والتصوير، و أيضا في العلاج الموضعي.

ميزة جسيمات النانو هي في استخدام جرعات أقل. يمكن استخدام كرات الذهب النانوية مقترنة مع DNA أو مجسات البروتين في تشخيص المقادير الضئيلة من البروتينات التي تظهر في حالة السرطان وأمراض القلب والأوعية الدموية، مرض الزهايمر، وما إلى ذلك من الأمراض. الخاصية الفريدة لكريات الذهب النانوية هي في إمكانية مراقبة البروتينات من خلال الظواهر الضوئية . وعادة ما تكون نقاط الكم عبارة عن أشباه موصلات بمقاييس نانومترية مع شرائط تألق. وهي تمتص الضوء في حزمة طيف ضيقة إلا أنها تشع بأطوال موجية طويلة في مجال الأشعة تحت الحمراء. ممكن أن تخترق نقاط الكم Quantum dots ذات الغطاء البروتيني الخلايا لأن الخلايا تعتبرها بروتينات. الجانب المشترك مع جسيمات النانو هو أن خصائصها الضوئية تعتمد على حجمها وشكلها، وبيئتها. يتركز التحليل الطيفي الرنيني البلازمي السطحي SPR في التشخيص الطبي الذي يستند على استخدام حساس نانوي قيد التطوير [25]. في حالة استخدام عدد كبير من جسيمات النانو في الأدوية قد تكون السمية النانوية مشكلة.



الشكل رقم (٢,١٠). النقاط الدنيا للرنين البلازمي السطحي SPR للمياه عند أطوال موجية مختلفة. خطوة في المنحنيات بالقرب من ٦٥° تعود إلى الانعكاس الكلي

قام فارتيانن Vartiainen وآخرون [26] بتحليل حالة قمم امتصاص متعددة لجسيمات النانو العازلة، والتي هي في مصفوفة المياه، تظهر في وقت واحد مع النقطة الدنيا للرنين البلازمي السطحي SPR حُلِّلت من قبل بيانات الانعكاس بمساعدة MEM. من الممكن استخراج معامل الانكسار العقدي من معطيات الرنين البلازمي السطحي SPR وذلك من المعادلات التي تم الحصول عليها باعتبار انعكاس فرينل المتعدد في الطبقات الرقيقة المتعددة الواقعة بين سطحين بينيين من الأوساط المادية (السائل والموشور) ومع معاملات انكسار عقدية مختلفة، على التوالي. تعتمد الآلية لمثل هذا التحليل على الإنعكاس.

$$R_p(\theta) = \left| \frac{r_{\mathrm{pm}}(\theta) + r_{\mathrm{ml}}(\theta)\exp[2iA_z(\theta)d]}{1 + r_{\mathrm{pm}}(\theta) r_{\mathrm{ml}}(\theta)\exp[2iA_z(\theta)d]} \right|^2, \quad (٢,٢٥)$$

حيث r_{pm} هو معامل الانعكاس العقدي البيني لموشور- معدني و r_{ml} هو معامل الانعكاس عند السطح البيني للطبقة الرقيقة المعدنية - السائل، d هي سماكة الطبقة الرقيقة المعدنية و A_Z هي المركبة القياسية للشعاع الموجي بجهة العمودي على طبقة المعدن الرقيقة. وعلاوة على ذلك، فإن

$$r_{\mathrm{pm}} = \frac{\frac{A_{z,\mathrm{prism}}}{\varepsilon_{\mathrm{prism,r}}} - \frac{A_{\mathrm{zm}}}{\varepsilon_{\mathrm{mr}}}}{\frac{A_{z,\mathrm{prism}}}{\varepsilon_{\mathrm{prism,r}}} + \frac{A_{\mathrm{zm}}}{\varepsilon_{\mathrm{mr}}}} \quad (٢,٢٦)$$

و

$$r_{\mathrm{ml}} = \frac{\frac{A_{\mathrm{zm}}}{\varepsilon_{\mathrm{mr}}} - \frac{A_{\mathrm{z,liq}}}{\varepsilon_{\mathrm{liq,r}}}}{\frac{A_{\mathrm{zm}}}{\varepsilon_{\mathrm{mr}}} + \frac{A_{\mathrm{z,liq}}}{\varepsilon_{\mathrm{liq,r}}}} \quad (٢,٢٧)$$

حيث $\varepsilon_{prism,r}$ هي السماحية النسبية للموشور، و ε_{mr} السماحية النسبية العقدية لطبقة المعدن الرقيقة (عادة تستخدم معظم السماحية في تحليل البيانات) و $\varepsilon_{liq,r}$ النفاذية النسبية المطابقة للسوائل أو الغاز. ويرد عدد من التعابير

$$A_{zj} = \left[\varepsilon jr\left(\frac{\omega}{c}\right)^2 - 2A_x^2\right]^{1/2}, \quad (٢,٢٨)$$

$$A_x = n_{\text{prism}}\frac{\omega}{c}\sin\theta. \quad (٢,٢٩)$$

قبل أن تغلق هذه الفقرة يمكن أن نؤكد أيضا أن تستغل بيانات الرنين البلازمي السطحي SPR في الكشف عن سمك الطبقة المعدنية الرقيقة على وجه الموشور. وهذا أمر مهم ليس فقط في مجال البحوث الأساسية ولكن في التطبيقات حيث سماكة الطبقة المعدنية معرضة للاهتراء. على سبيل المثال، يمكن أن يكون الاهتراء بسبب التدفق الصفائحي أو من تدفق الجزيئات الصلبة العكرة التي تمر في نافذة الفحص، أو بسبب التآكل الكيميائي. تسمح مراقبة الطبقة المعدنية الرقيقة لقياس معايري أفضل للرنين البلازمي السطحي SPR .

(٢,٤) قياس الانعكاس المنتشر من الأوساط المسامية
Measurement of Diffuse Reflection from Porous Media

التفاعل الضوئي مع الأوساط المسامية معقد. إذ تنشأ مضاعفات من التشتت المتعدد للضوء (نظرية Mie للتشتت غير صالحة) والموقع العشوائي، والأشكال الهندسية المختلفة ومعاملات الانكسار العقدية للجزيئات التي تشكل الأوساط المسامية. وهناك مثال بسيط للوسط المسامي وهو الورق. الورق لديه شبكة ألياف، وألياف ناعمة، ولب ، وأصباغ. يظهر نقل الانتشار و / أو لانعكاس الضوء بسبب مسامية الوسط. يوفر انتشار الضوء بيانات طيفية للعينة. ويمكن للمرء استخدام مقياس

زاوي ضوئي (المطياف) *Photogoniomeetr* للكشف عن تشتت الضوء إلا أن مثل هذا الجهاز مرهق للاستخدام ومكلف نوعا ما. يتم عادة الكشف عن انتشار الضوء باستخدام المحلل الطيفي الضوئي، والذي يتضمن كرة دمج. تثبت زاوية سقوط الضوء عادة قرب عامود السقوط الرأسي. من الممكن أيضا قياس المركبة المنعكسة للضوء بواسطة كرة الدمج . أصبحت مقاييس التحليل الطيفي الضوئية المحمولة بمصادر ضوء أبيض بواسطة كرة الدمج متوفرة، ويمكن أن تستخدم هذه المقاييس الطيفية للكشف عن لون الجسم أيضا.

في حالة عينات سميكة، من المعقول استخدام طريقة قياس انعكاس الانتشار. ومن الأمثلة على نشر الأجسام السميكة والخفيفة، أقراص المستحضرات الدوائية وكومة من الأوراق والسيراميك وهلم جرا، والتي يمكن تفتيشها باستخدام انتشارالضوء. نركز هنا على فحص الورق ببعض التعمق. الكدر (العتامة) هو عامل حاسم بالنسبة للورق، وخاصة لحزمة ورق والتي تنتج لأغراض الطباعة. يكون الكمد مهما في تمييز نوعية الصحف والمجلات والكتب. يعني ارتفاع الكمد أن المرء لا يستطيع تمييز الطباعة على الجانب الآخر من الورق. من الواضح أن ارتفاع الكمد (ارتفاع اللانفذية) هومقياس لجودة ورق الطباعة. يعتمد الكمد على السمك، ومعامل انكسار الأصباغ و سطوع الورقة. يمكن زيادة سطوع ورقة باستخدام أداوت التبييض. تؤخذ قياسات الكدر الروتينية من المنتجات في مختبرات مصانع الورق. ويستند معيار ايزو لكدر الورقة على انتشارالضوء الساقط الذي يوصى للكشف عنه في زاوية صفر ($D/0^o$) يتم تعريف ايزو التعتيم ونسبة الانعكاس

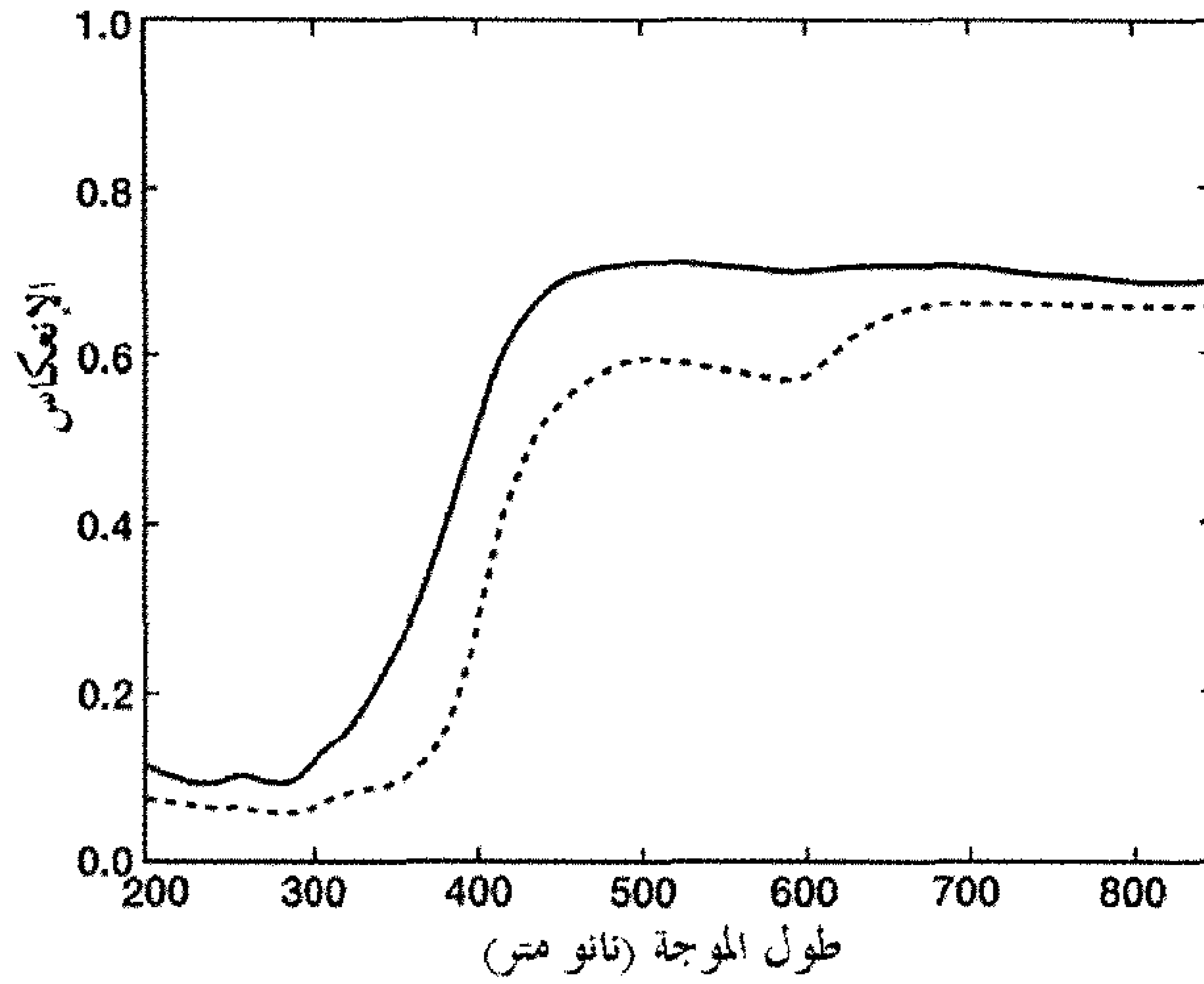
$$OP = \frac{R_o}{R_\infty} \quad (٢,٣٠)$$

حيث R_o هو الانعكاس المكتشف عن ورقة واحدة (الخلفية سوداء) وR_∞ هو الانعكاس المكتشف عن حزمة من الأوراق. رؤية الإنسان، أي منحنى استجابة العين، مهم لمظهر كَمَدْ ورقة.

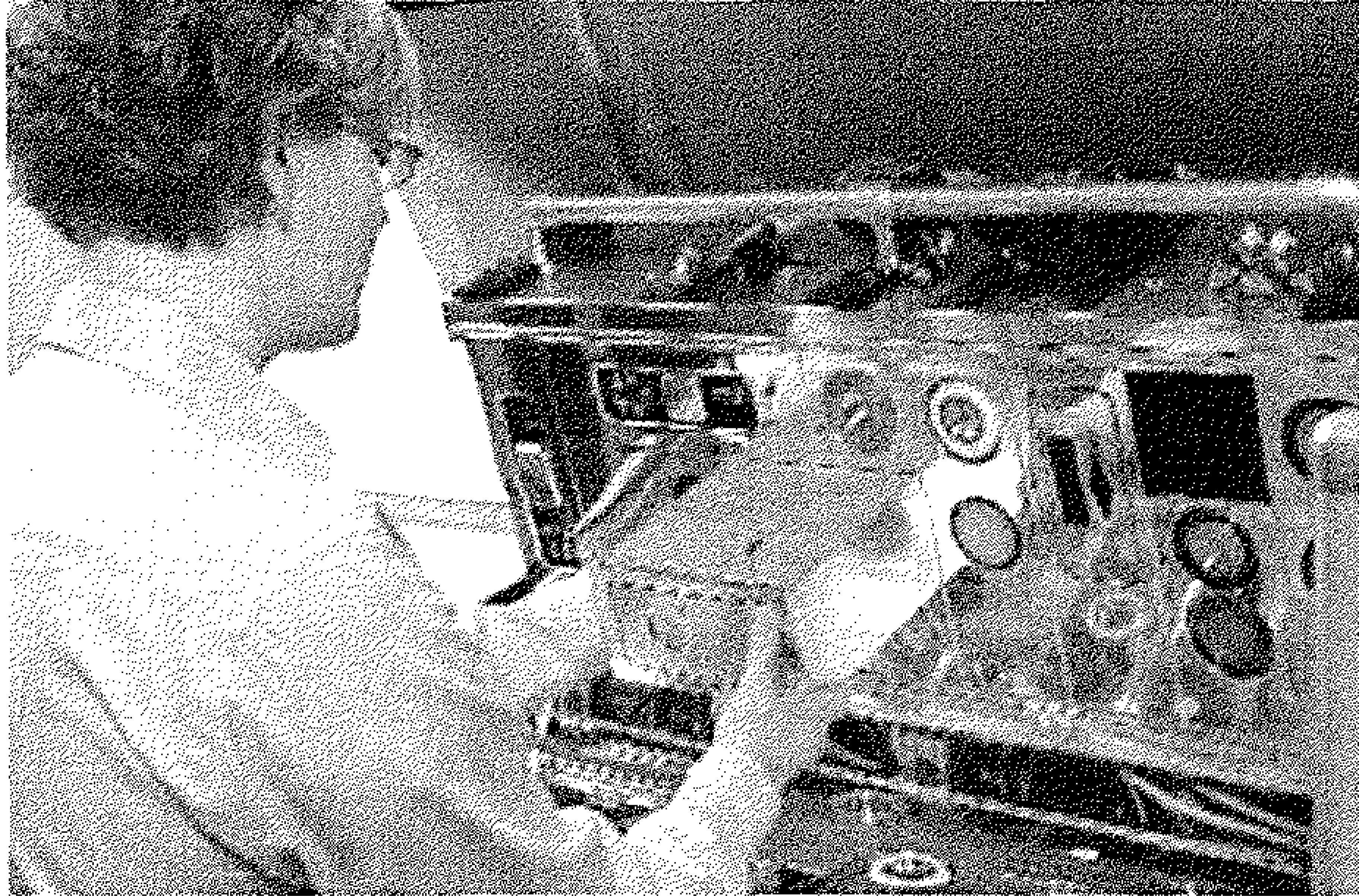
وقد استخدم نموذج ابتكرته كوبلكا Kubelka ومونك Munk (K-M) [27] لوصف كدر الورق والأوساط المسامية الأخرى. يمكن إيجاد الوصف التفصيلي للنموذج (K-M) واشتقاق علاقاته في [28]. في الصيغة (K-M) ترتبط نسبة الامتصاص ومعاملات التشتت، K/S، مع R_∞ على النحو التالي :

$$\frac{K}{S} = \frac{(1 - R_\infty)^2}{2R_\infty} \qquad (٢,٣١)$$

المعادلة (٢,٣١) هي الأساس، على سبيل المثال، في القياس الضوئي لرطوبة الورق. يعتمد الكشف عن الرطوبة أساساً على استخدام منطقة ذروات شكل طيف الأشعة تحت الحمراء في المياه. يجب الانتباه لانقطاع طيف الانتشار في حالة الأجسام المسامية المفلورة. نبين في الشكل رقم (٢,١١) طيف انعكاس الانتشار المكتسب من ورقتين مختلفتين تم الحصول عليهما من مصنع للورق. و يتضح من الشكل رقم (٢,١٠) أنه ممكن أن تسبب أصناف ورق مختلفة هيئات أطياف مختلفة للورق. و تكون هذه البيانات قيّمة، على سبيل المثال، في بحث وتطوير المنتجات الورقية. ويعرض الشكل رقم (٢,١٢) جهاز مختبر متعدد الأنماط حديث لمصانع الورق. هناك العديد من أنماط قياس ميكانيكية وضوئية في الرأس الحساس الشكل رقم (٢,١٢)، من بين أمور أخرى، ككدر الورق.



الشكل رقم (٢,١١). الانعكاس المنتشر من ورقتين مختلفتي الدرجات.



الشكل رقم (٢,١٢). رأس قياس لجهاز متعدد الوظائف لمختبرالورق من أجل جودة الورق (الصورة مأخوذة بالإذن من شركة ميتسو للأتمتة Metso Automation).

(٢,٥) حول تقدير الثوابت الضوئية للأوساط المسامية

On Estimation of Optical Constants of Porous Media

يشكل التشتت المتعدد للضوء مع الأوساط المسامية مثل الورق عادة مشكلة كبرى. إذ تكون النماذج البسيطة لتشتيت الضوء عادة غير كافية للوصف الدقيق

للتفاعل الضوئي مع الأوساط المسامية. ومع ذلك، هناك رغبة في الحصول على معلومات أيضا عن الثوابت الضوئية من هذه الوسائط. يمكن للمرء أن يحاول الاستفادة من نظرية الوسط الفعال لتقييم الثوابت الضوئية في الحالة التي تكون فيها المسام أو المتضمنات ضمن المضيف صغيرة جدا لدرجة أن تشتت الضوء لا يكاد يذكر، مثل معامل الانكسار العقدي الفعال للوسط. ممكن أخذ معلومات عن معامل الانكسار العقدي الفعال عن طريق قياس الانعكاس والنفاذية. ويستند النموذج الكلاسيكي الذي يتم استخدامه غالبا على نظرية الوسط الفعال التي ابتكرها بروجيمان Bruggiman [29]. يجب أن يعرف المرء في هذا النموذج مسبقا النسبة المولية للمسام في الغشاء الخليوي، ويهمل قطر المسام. النموذج هذا هو الأكثر ملاءمة لتحليل البيانات الضوئية للأوساط ذات البنية النانومترية. حيث تكون السماحية العقدية الفعالة لوسط بروجيمان في حالة المسامات الكروية في وسط بمكونين، على النحو التالي:

$$f_h \frac{\varepsilon_h(\omega) - \varepsilon_{eff}(\omega)}{\varepsilon_h(\omega) + 2\varepsilon_{eff}(\omega)} + f_i \frac{\varepsilon_i(\omega) - \varepsilon_{eff}(\omega)}{\varepsilon_i(\omega) + 2\varepsilon_{eff}(\omega)} = 0, \qquad (٢,٣٢)$$

حيث ε_h و ε_i هما السماحيات العقدية للمركبتين، على التوالي. تحقق الكسور المولية للمركبتين العلاقة $f_h + f_i = 1$. إذا كان شكل المسام يختلف عن الكرة (٢,٣٢)، فإنه يمكن تعميمها على النحو التالي [30]

$$f_h \frac{\varepsilon_h - \varepsilon_{eff}}{\varepsilon_{eff} + g(\varepsilon_h - \varepsilon_{eff})} + f_i \frac{\varepsilon_i - \varepsilon_{eff}}{\varepsilon_{eff} + g(\varepsilon_i - \varepsilon_{eff})} = 0. \qquad (٢,٣٣)$$

حيث g هو عامل الشكل، والذي يساوي ١/٣ المسام الكروية. يمكن حل السماحية الفعالة من (٢,٣٣) على النحو

$$\varepsilon_{eff} = \frac{-h + \sqrt{h^2 4g(1-g)\varepsilon_i \varepsilon_h}}{4(1-g\,)}, \qquad (٢,٣٤)$$

حيث

$$h = \ (g - f_i)\varepsilon_i + \ (g - \ f_h)\varepsilon_h. \qquad (٢,٣٥)$$

يمكن تعميم هذا المفهوم لتطبيقه على الأوساط المادية لنظم متعددة الأطوار ومتباينة الخواص. للأسف نموذج الوسط الفعال لبروجيمان غير صالح للتطبيق لعدد كبير متنوع من المنتجات المسامية، حيث لا يمكن أن تطبق نماذج الوسط الفعال المختلفة البسيطة. و مع ذلك، هناك نموذج تقريبي آخر يمكن من تقييم الثوابت الضوئية الفعالة للأوساط المشتتة للضوء و يستند على شروط وينر Wiener [٩] لنظام متعدد الأطوار والتي هي على النحو التالي:

$$\frac{1}{\sum_{j=1}^{J} \frac{f_j}{\varepsilon_j}} \leq \varepsilon_{eff},$$

(٢,٣٦)

$$\varepsilon_{eff} \leq \sum_{j=1} f_j \varepsilon_{j,}$$

حيث من الممكن أن تكون السماحية ε_j عدد عقدي. بما أن كسور الملء تحقق الشرط $\sum_j f_j = 1$ فإن f_js تشكل نظام إحداثيات الجاذبية، الذي يفيد في تقدير السماحية الفعالة لمكونات متعددة المركبات [31].

النقطة الأساسية في حدود وينر هي في اعتبار الوسط كحالتين متناقضتين أي كمكثفات ذات عوازل متوازية أوعوازل تسلسلية .يمكن أن تقترب مثل هذه المعالجة بشكل وثيق من القيود العليا أوالسفلى لمعامل انكسار الأوساط الفعالة، و المعتمدة على الطول الموجي وإشراكه فيها. وقد تجلى هذا في تقدير معامل انكسار قشرة كروية من بوليمر مشترك متمركز، وهو الصباغ البلاستيكي لصناعة الدهان و صناعة الورق [32]، ولتقدير الخصائص الضوئية للجسيمات النانوية للطب النانوي [33].

(٢,٦) الأطياف الضوئية اللاخطية

Nonlinear Optical Spectroscopy

في حالة الطيف الضوئي الخطي، شدة ضوء مجس الحساس هي من الضعف بمكان بحيث إن الخصائص الضوئية للوسط لا تتغير كدالة مع سعة المجال الضوئي. ومع ذلك، إذا استخدمنا أشعة ليزرية عالية الكثافة كمصادر ضوئية فإنه من الممكن ملاحظة بشكل ظاهر اعتماد الخصائص الضوئية للوسط على شدة الضوء وبالتالي، يجوز لنا استخدام مثل هذه الليزرات لدراسة الخصائص الضوئية غير الخطية للأوساط المادية. ويفتح نافذة واسعة نسبيا لإمكانية الحصول على أنواع مختلفة من المعلومات عن الوسط الذي يتعين تفتيشه، وذلك لأن عدد أنواع العمليات غير الخطية المختلفة عال نوعا ما. ننصح القراء المهتمين بالعمليات الضوئية غير الخطية الرجوع إلى نص كتابي شين Shen [34] و بويد Boyed [35]. الليزرات القابلة للتوليف، حيث يمكننا فيها ضبط كلٍ من شدة الإشعاع والطول الموجي للإشعاع على حد سواء، تتيح لنا وسائل للحصول على الأطياف الضوئية غير الخطية. انتشرت حالياً ليزرات الفيمتوثانية لإجراء تجارب في مجال التحليل الطيفي الآني المميز بالزمن. للأسف، تكون الليزرات المستخدمة لقياس الطيف الضوئي غير الخطي في معظم الحالات مكلفة والأجهزة

التجريبية معقدة. ولذلك، قد يمضي وقت طويل قبل أن تنتشر هذه الأجهزة بشكل كبير للتحليل الروتيني للمواد في البيئات الصناعية. ومع ذلك، فهناك تقدم مستمر نحو أجهزة تشخيصية قيِّمة في مجال علوم الحياة. فقد طُوِّر مجهر، يُستَخدم فيه تفاعل الضوء غير الخطي مع العينات البيولوجية. نعالج هنا فقط حالة التألق التي تنشأ بواسطة- امتصاص ثنائي الفوتون.

يمكن وصف تفاعل الحقل الكهربائي الضعيف أو القوي مع الأوساط المادية بمساعدة استخدام قابلية الوسط (χ) . هذه القابلية والتي ترتبط بالخصائص المجهرية للوسط، تأتي من مساهمتين وهما القابلية الخطية (χ_L) والقابلية غير الخطية (χ_{NL}) والآنف الذكر هو حاضر دائماً، ويرتبط ارتباطا وثيقا مع معامل انكسار الوسط العقدي. يمكن الحصول على معلومات عن هذا الأخير بوجود مجال كهربائي قوي فقط ووفقا للعمليات غير الخطية، فإن القابلية غير الخطية لها أقسام فرعية مثل الرتبة الثانية ($\chi^{(2)}$) و الرتبة الثالثة ($\chi^{(3)}$) ، و قابلية متعددة الرتبة ($\chi^{(n)}$) . توصف قوة التفاعل باستخدام الاستقطاب (P) للشحنات الكهربائية، والتي هي عادة الإلكترونات، على النحو التالي:

$$p = \chi^{(1)}E + \chi^{(2)}E^2 + \chi^{(3)}E^3 + ..., \quad (٢,٣٧)$$

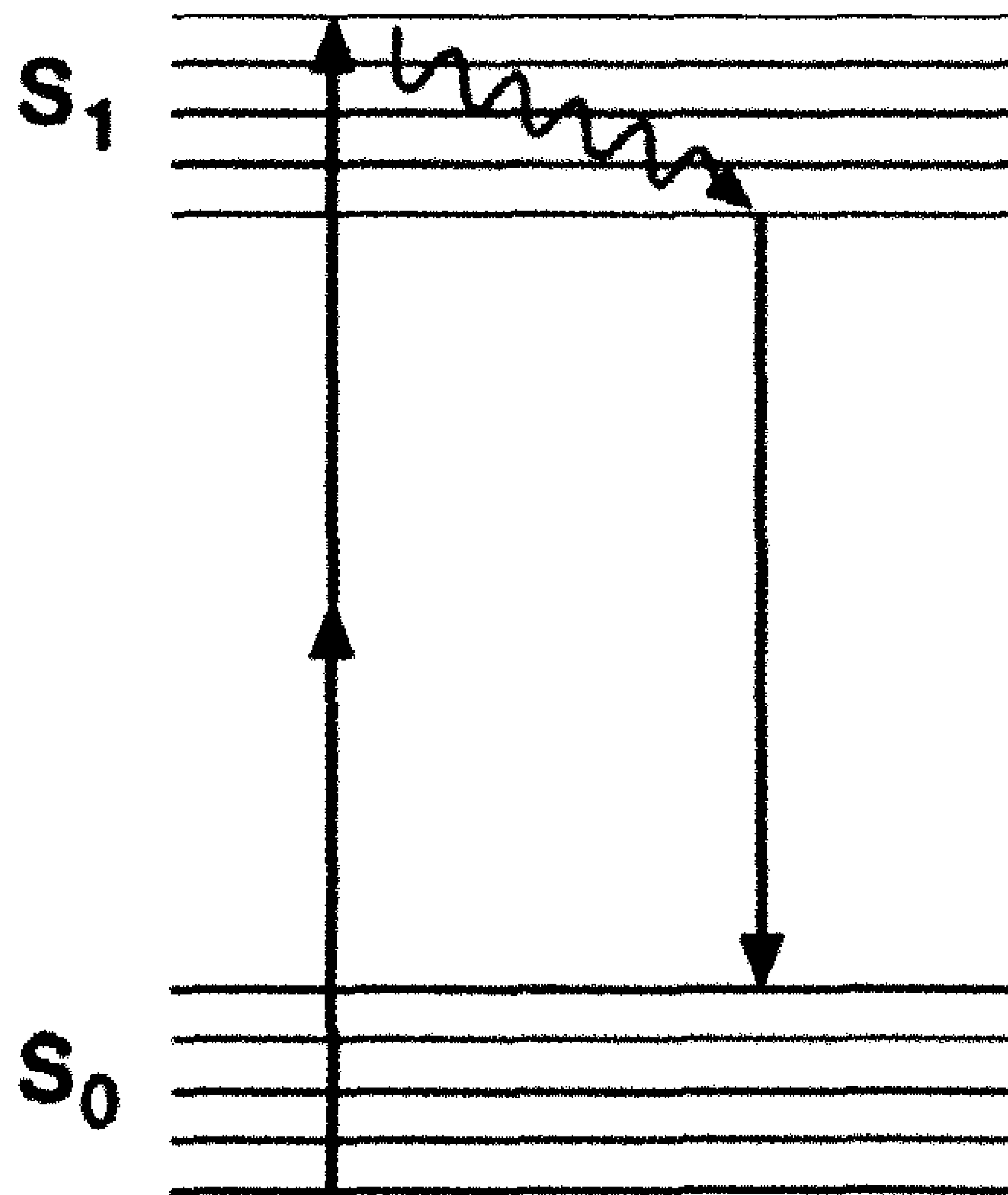
حيث E هي سعة الحقل الكهربائي. تظهر عمليات من الرتبة الثانية فقط من أجل أوساط حيث يكون التناظر المعكوس لدالة الجهد للإلكترونات مكسوراً. أحد التطبيقات الهامة للقابلية غير الخطية (القابلية من الرتبة الثانية) هو التحاليل السطحية على السطح البيني بين وسطين مختلفين. تظهر عمليات الرتبة الثالثة مع جميع المواد، أي التي لديها بنية متماثلة أو متباينة الخواص.

يتم التحكم بامتصاص ثنائي الفوتون من قبل القابلية غير الخطية من الرتبة الثالثة للوسط وفي هذه الحالة يجب تعديل قانون امتصاص بيير لامبرت Beer Lambertكما يلي [٩] :

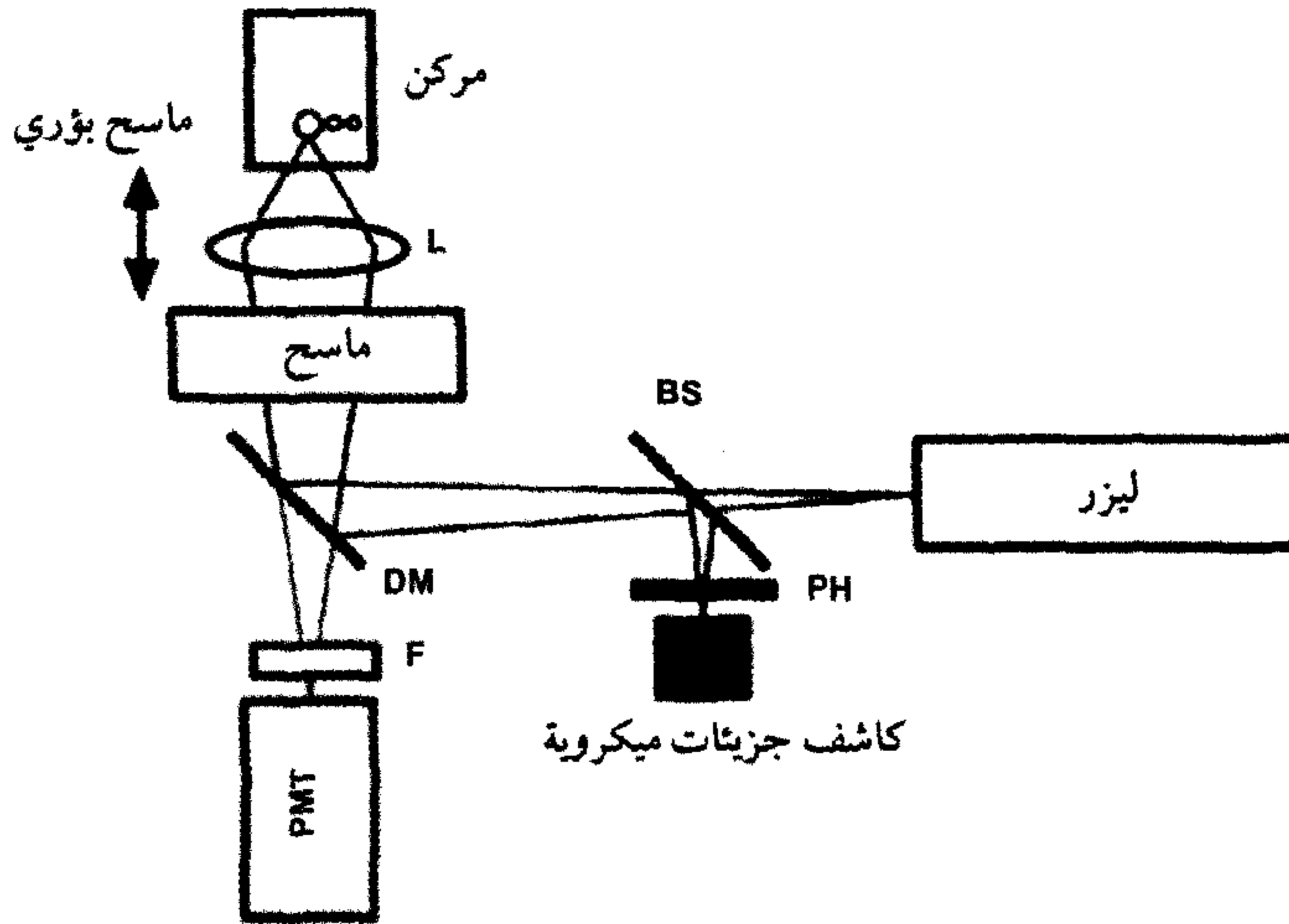
$$I = \frac{\frac{\mu}{\gamma}}{(1+\frac{\mu}{\gamma_{I_o}})e^{\mu d-1}}, \qquad (٢,٣٨)$$

حيث μ هي معامل الامتصاص الخطي، و γ هو معامل الامتصاص لامتصاص ثنائي الفوتون، الذي يعتمد على طول موجة الضوء.يوضح الشكل رقم (٢,١٣) الرسم البياني لطاقة إثارة وانبعاث ثنائي الفوتون. النقطة هي تزامن امتصاص لفوتونين في نفس المكان.

بتركيز الإشعاع الليزري، الذي تم اكتسابه من ليزر الحالة الصلبة، يمكن للمرء اختيار الحجم داخل الوسط حيث يحدث امتصاص ثنائي الفوتون غيرالخطي. ميزة هذه التقنية هي اهمال الامتصاص الليزري. قد تحدث الإثارة تألقاً في حامل اللون لثنائي الفوتون. وهكذا من الممكن القيام، على سبيل المثال، بفحص الألفة الحيوية بمساعدة



الشكل رقم (٢,١٣). إثارة وإشعاع فوتونين (ثنائي الفوتون).



الشكل رقم (٢,١٤). فحص الألفة الحيوية باستخدام تألق ثنائي الفوتون. BS هو مجزئ شعاع و PH ثقب صغير وD مرآة مزدوجة اللون وF مرشح، وPMT مضاعف ضوئي.

الإثارة ثنائية الفوتون [36]. يعتقد أن مثل هذا الجهاز له تطبيقات في الكشف عن العقار والاختبارات السريرية في مختبرات المستشفى. وإحدى مزايا هذا الجهاز هي عدم الحاجة لاستغراق الوقت في إعداد عينات الدم. نظهر في الشكل رقم (٢,١٤) رسماً تخطيطياً لجهاز ثنائي الفوتون الفلوري [36]، والذي يُمكن استخدامه في دراسات عدّ الخلايا للكشف عن الجسيمات في المصفوفة العكرة.

لدينا ملاحظة قبل أن نختم هذا الفصل مفادها أن التألق التقليدي، أي انبعاث الضوء من حاملات اللون عند طول موجي أعلى من طول موجة المثير، قد استُخدم في كل من علوم الهندسة وعلوم الحياة للكشف عن الأوساط المادية العضوية. تطورت بقوة الأجهزة التجارية التي تعتمد على التألق في مجال فحص العقاقير. كلمة السر في فحص العقاقير هي الإنتاجية العالية.

(٢,٧) خلاصة ونتائج
Conclusion

التحليل الطيفي الضوئي تقنية راسخة. مع ذلك، فهناك تطور قوي لأجهزة قياس التحليل الطيفي الضوئي صغيرة الحجم وغير مكلفة لفحص المواد في الصناعة وعلوم الحياة على حد سواء. ستكون هناك تحديات كبيرة أمام المحلل الطيفي الضوئي، وخاصة في مجال رصد تلوث البيئة الذي تسببه الصناعة والمجتمع. يعتقد أن المحلل الطيفي الضوئي سوف يوفر على الأقل حلا جزئيا لرصد حالة البيئة. يمكن للمرء أن يفهم بسهولة أنه نتيجة لتغير المناخ، تكون نوعية الهواء ومياه الشرب والمسطحات المائية مثل البحيرات والأنهار و المياه الساحلية هي بالفعل مشكلة كبيرة. أجهزة الاستشعار على أساس التحليل الطيفي لمراقبة نوعية المياه. في الوقت الفعلي هي بالفعل في الأسواق. الاتجاه المستقبلي سيكون بوضع الحساسات الضوئية المتينة في أماكن بعيدة، وذلك باستخدام التحليل الطيفي، بينما يتحقق تأمين استهلاك الطاقة للحساس سواء باستخدام الخلايا الشمسية أو طاقة الرياح أو كلتيهما .توفر أجهزة الاستشعار هذه معلومات عن نوعية المياه في الوقت الفعلي لاسلكياً باستخدام تقنية متعلقة بالهواتف الخلوية. تصل تحذيرات مبكرة إلى الهاتف الخليوي لأشخاص ذوي العلاقة، ففي حالة الطوارئ يمكن أن تصل رسالة نصية إلى هواتف جميع الأشخاص الذين يمكن أن يتأثروا بالماء الملوث.

يتم في المستقبل تطوير نوع من الآلات الميكروية لمقاييس التحليل الطيفي صغيرة الحجم و التي يمكن أن تُرسل، (على سبيل المثال) مع المياه المعالجة صناعياً لغرض الاستشعار، وقد يتلاشى أي واحد من الحساسات بمجرد انتهاء دورة العمل، ستحسن مراقبة العملية في الوقت الحقيقي. و سيكون دور الحساسات الموثوق بها لفحص نوعية المياه حاسماً جدا في حالة وجود دورة مياه مغلقة، والتي من شأنها الحد من الاستخدام الحالي للكميات الهائلة من المياه في بعض الصناعات التحويلية.

أنظمة الرؤية الآلية

Machine Vision Systems

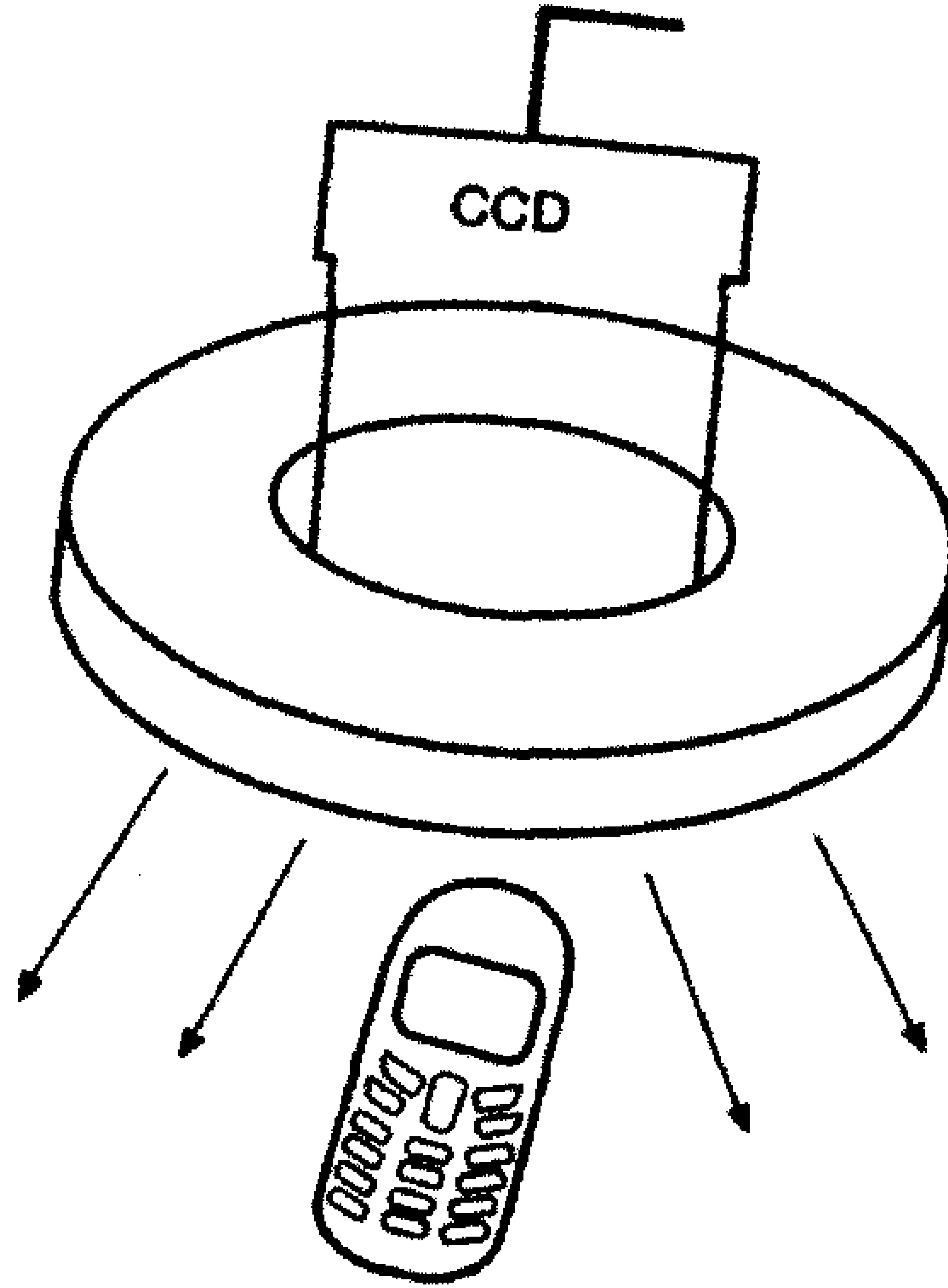
بفضل التطور السريع لكاميرات CCD فإن مجال تقنية الرؤية الآلية ومراقبة المنتج انتشر بشكل واسع في مختلف القطاعات الصناعية. تشمل التطبيقات النموذجية لمهام الرؤيا الآلية الفحص و القياس، وتحديد مواقع المنتجات بين المنتجات الأخرى. وهذا سيكون موضوع كتاب آخر لوصف مجال الرؤيا الآلية الواسع بينما سنركز هنا فقط على بعض التطبيقات. ستظهر توصيفات بعض الأنظمة التي تتحدث من الناحية العملية عن استخدام الرؤية الآلية أيضا في فصول أخرى من هذا الكتاب.

(٣,١) فحص الغطاء البلاستيكي للهاتف المحمول

Inspection of Plastic Cover of Mobile Telephone

عادة ما يتضمن نظام الرؤية الآلية مصدراً فعالاً أو غير فعالٍ للضوء لإضاءة الجسم، و كاميرا CCD واحدة أو أكثر و عناصر بصرية و مثبت إطارات صور، يستطيع معالجة الصورة أو أنه يُمكّن من نقل معلومات الصورة إلى داخل الوحدة المركزية لأجهزة الكمبيوتر شخصية (PC). و تُثبَّت في بعض التطبيقات كاميرا CCD على ذراع آلية صناعية، على سبيل المثال، لفحص جودة اللحام في صناعة المركبات.

المتطلب المهم للرؤيا الآلية عادة هو ترتيب الإضاءة المناسبة للجسم بواسطة مصدر ضوئي متحكم به بحيث يمكن الحصول على صورة حادة للجسم. الاضطرابات الخارجية المختلفة، مثل، شدة إضاءة خافتة و تذبذب شدة الضوء و الضوء المبعثر يمكن أن يكون لها تأثير على فحص الأجسام. يجب الانتباه عند اختيار أبعاد الإضاءة لأمور مثل تباين الصورة، و الظلال، و الحواف، و كذلك حركة الجسم. يظهر في الشكل رقم (٣,١) رسماً تخطيطياً لأحد الأمثلة على نظام الرؤية الآلية حيث يتم فحص غطاء بلاستيكي لهاتف محمول. والمطلوب غطاء عالي الجودة، لذلك. في حالة الشكل رقم (٣,١) يمكن أن تشمل عملية الفحص مهام مثل حالة شريط الحماية الملصق على الشاشة وعدسة كاميرا الجوال والهاتف ومانعات تسرب الغبار، على التوالي. و يمكن للمرء أن يتوقع تطورات إضافية في مجال الهواتف النقالة، وعليه ستصبح جودة الفحص الضوئية و غيرها من الوسائل الأكثر شيوعاً.



الشكل رقم (٣,١). الفحص الضوئي لغطاء هاتف محمول بلاستيكي.المصدر الضوئي يأخذ شكل حلقة و تستخدم كاميرا CCD كجهاز مراقبة لتحليل الصورة.

ولذلك تصبح مراقبة الجودة من خلال الوسائل الضوئية وغيرها من الوسائل أكثر شيوعا. إنه من الممكن إدخال أجهزة تحسس ضوئية وغيرها إلى الهاتف الجوال، و يمكن أن يكون لهذه الحساسات في المستقبل أنواع مختلفة من المهام، على سبيل المثال، في زيادة أمن الناس.

(٣,٢) مقياس رؤيا آلي يعتمد على حيود عنصر ضوئي لقياس سماكة الزجاج المصقول

Diffractive Optical Element Based Machine Vision Gauge for Float Glass Thickness Measurement

يمكن اعتبار الحيود إحدى الظواهر الضوئية الأساسية. عادة ما يظهر انتظاماً في النمط الضوئي الملاحظ في منطقة المجال البعيد عن الحاجز الذي يُنتج نموذج شدة موجة ضوئية محايدة. بالتالي، يكون عادة وصف الحيود أسهل من وصف التشتت الضوئي. يظهر الحيود على حد سواء في الإشعاع غير المترابط و المترابط جزئيا و المترابط، ويظهر عندما يرسل أو ينعكس الضوء عن بنية ميكروية. أما في التطبيقات الهندسية فكثيرا ما يُستغل الحيود في منطقة طيف الضوء المرئي.

(٣,٢,١) عنصر ضوئي حيودي Diffractive Optical Element

عُرفت العناصر الضوئية الحيودية (DOE) لفترة طويلة نسبيا. و ربما يكون محزوز الحيود أبسط مثال لـ (DOE)، وجد محزوز الحيود تطبيقات و خاصة كبديل للموشور في التحليل الطيفي الضوئي. ممكن في الواقع أن يُحلّل الضوء الأبيض إلى أطيافه بواسطة محزوز الحيود. تستخدم حالياً محازيز حيود هولوغرافية على نطاق واسع في مقاييس الطّيْف الضَوئِي بسبب تمايز تشتيتها الجيد في الراسم الطيفي الأحادي. و يمكن جعل زمن قياس التحليل الطيفي بواسطة محلل طيفي محزوزي أقصر بكثير مما لو

استخدم محلل طيفي موشوري. في حالة الموشور على المرء تدوير الموشور، في حين أنه في حالة محزوز الحيود يتم الحصول على الطيف كاملاً مباشرة مع مصفوفة من الكواشف الحديثة. يمكن في الحالة العامة للعناصر الضوئية الحيودية (DOE) أن تغير كل من سعة وطور الضوء الساقط. يمكن أن يعود تعديل الضوء بواسطة الحيود لتغير تضاريس السطح الموضعي و معامل انكسار العناصر الضوئية الحيودية (DOE).

(٣,٢,٢) الزجاج المصقول Float Glass

يتم تصنيع الزجاج الصفائحي بواسطة شريط زجاج عائم على قصدير نقي منصهر، بعد ذلك يسحب، و يبرد ومن ثم يقطع عند خط المعالجة. تؤثر عوامل مختلفة على نوعية الزجاج، و كل مصنع له وصفة خاصة به. وهكذا، على سبيل المثال من الممكن عن طريق التحليل الطيفي الضوئي أن نجد الفروق بين المنتجات من مصادر مختلفة حيث يخضع الزجاج المصقول في كثير من الأحيان لمزيد من المعالجة مثل التليين، التقسية، والتصفيح وذلك من أجل زيادة قوته و خصائص سلامته. للزجاج المصقول العديد من التطبيقات، غير نوافذ المباني. هناك حاجة إلى رفع مستوى جودة الزجاج المصقول في النظارات العلمية و زجاج السيارة الأمامي، سماكة الزجاج الإلكتروني عادة أقل من واحد ملليمتر، لكن في معظم التطبيقات عدة ملليمترات.

توجد أنواع مختلفة من أجهزة القياس الضوئية المباشرة وغير المباشرة في مصانع الزجاج لتقييم نوعية الزجاج المصقول ربما كانت سماكة الزجاج المصقول، هي أهم محدد للجودة. يُستخدم لذلك جهاز حساس يعمل على أساس انعكاس شعاع الليزر من السطوح العليا والسفلى للشريط الزجاجي [37]. بسبب زيادة الطلب على الدقة العالية في قياس سماكة الزجاج المصقول، فإنه تم تركيب نوع آخر من أجهزة الحساسات للتشغيل المباشر [38]. ويستند هذا الحساس على الاستفادة من العنصر

الضوئي الحيودي (DOE). بالإضافة إلى إشارة السماكة يعطي الحساس DOE معلومات عن تشويه حافة الشريط. ينتقل الشريط إلى الأمام على ناقل أسطواني دوار في اتجاه الجهاز. تترك الأسطوانة الدوارة آثاراً على كل من حافتي الزجاج المتصلب وهكذا يظهر تشويه الحافة. والذي يأخذ شكل وتد. يمكن قياس تشويه الحافة بمراقبة الطاقة الضوئية و التي تقاس بالميللي دوبتر (mdpt)، من أجل الزجاج المصقول. تشويه الحافة مهم في تقدير خط القطع للشريط عند كل من الحافتين على حد سواء. إذا تم تشويه عال نوعا ما للحافة بعد ذلك، مثل زجاج السيارة الأمامي، يمكن أن يشاهد السائق من خلال الزجاج الأمامي للمركبات الأجسام مشوهة أو تبدو كأنها تتحرك على الرغم من أنها ثابتة. ولذلك، فمن السهل أن نفهم أن الجودة العالية للزجاج المصقول على غاية من الأهمية، على سبيل المثال، في تحسين أمن المركبات.

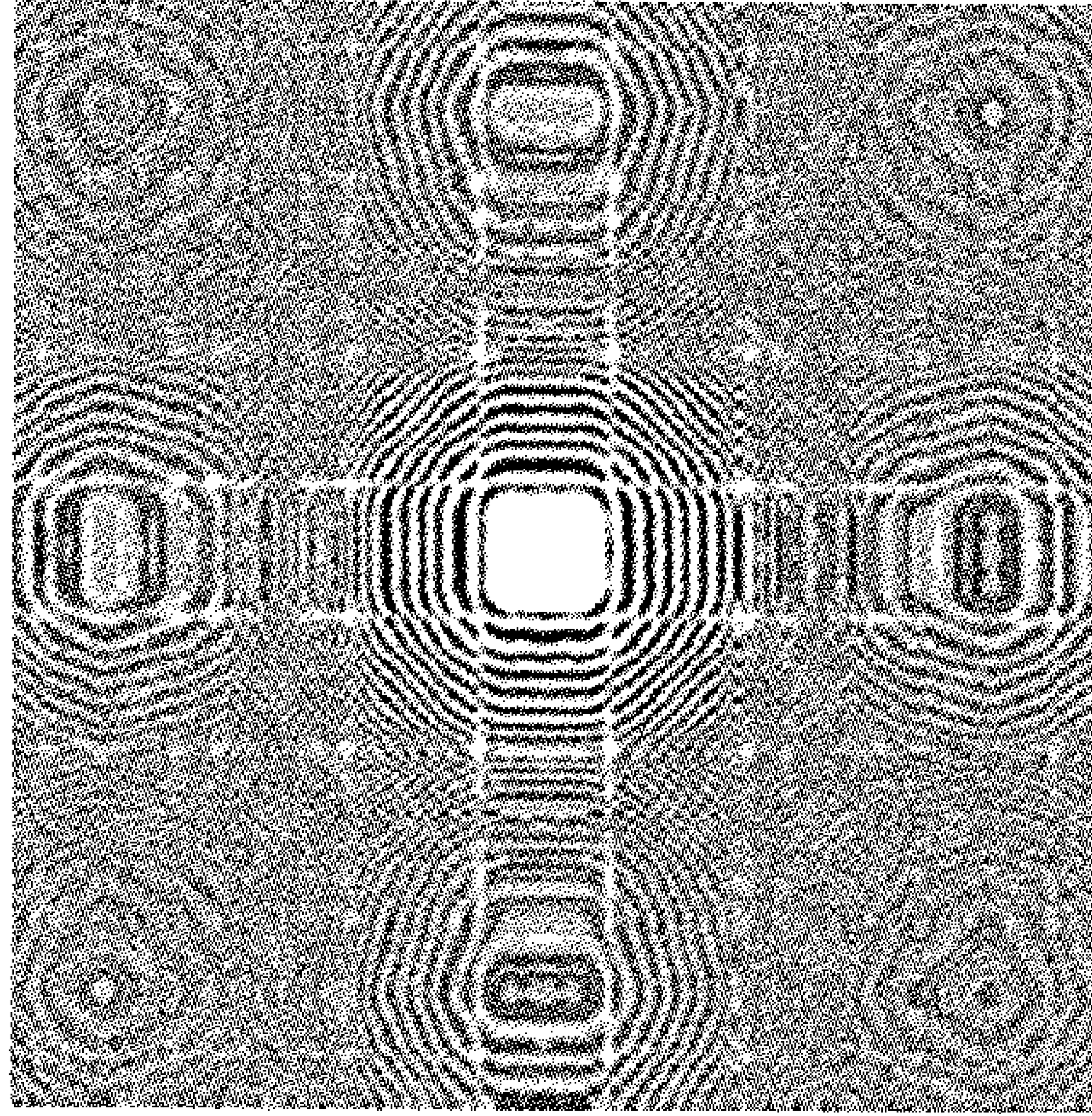
(٣,٢,٣) DOE كمقياس ثخانة مباشر للزجاج المصقول

DOE as an On-Line Thickness Gauge of Float Glass

DOE في هذه الحالة هو هولوغرام مولَّد بالحاسوب [39]. الـ DOE – الموضح في الشكل رقم (٣,٢) تم حِسابه باستخدام تكامل حيود رايلي – سوميرفيلد Rayleigh–Sommerfeld [40]، على محور هولوغرام سعوي ثنائي والذي نفاذيته ٥٠٪ نموذج مخرج الـDOE السطحي، عندما يركب بواسطة شعاع ليزري موسع، هو مصفوفة نظامية ذات ٤ × ٤ بقعة ضوئية (bixel). يمكن أن يصمم حجم فتحة العدسة والبعد البؤري لـDOE، وكذلك نموذج الخرج وفقا للطلب.

الـ DOE في الشكل رقم (٣,٢) هو حساس يتعلق بكل من سعة وطور الموجة المعاد تشكيلها. انتج هذا العنصر باستخدام الطباعة بالشعاع الإلكتروني. إذ رُسِّبَت طبقة من الكروم على ركيزة من الزجاج، و رُسِّبَت مقاومة إلكترونية موجبة على طبقة الكروم، والتي بدورها عُرِّضَت لشعاع إلكتروني كاتب. حيث تم الحصول على قناع

الكروم بعد نمو المقاومة والحفر- الرطب على الكروم. ثمن الـ DOE مرتفع بسبب كون الشعاع الكاتب وغيره من المرافق اللازمة عالية الثمن، ولكن، يمكن تخفيض الثمن إذا تم نسخ العنصر الأساسي بكمية إنتاج ضخمة. أبعاد فتحة الـ DOE هي ٨ × ٨ (ملم٢) و البعد المحرقي هو ١٢٠٠ ملم ومقياس بقعة الضوء الفردي هو حوالي ٣٠ ميكرومترا في الحالة الراهنة. ميزة صغر حجم البقعة هي الحصول على دقة أفضل في قياس السماكة، يوفر ارتفاع عدد البقع الضوئية وسيلة موثوقة للتحليل الإحصائي باستخدام بيانات الصورة المكتسبة عن طريق القياس. لاحظ أن كل بقعة ضوء فردية يمكن استخدامها في حساب سمك الزجاج باستخدام إعدادات النظام المبين في الشكل رقم (٣,٣) يسقط شعاع ليزر موسع أولا على الـ DOE.



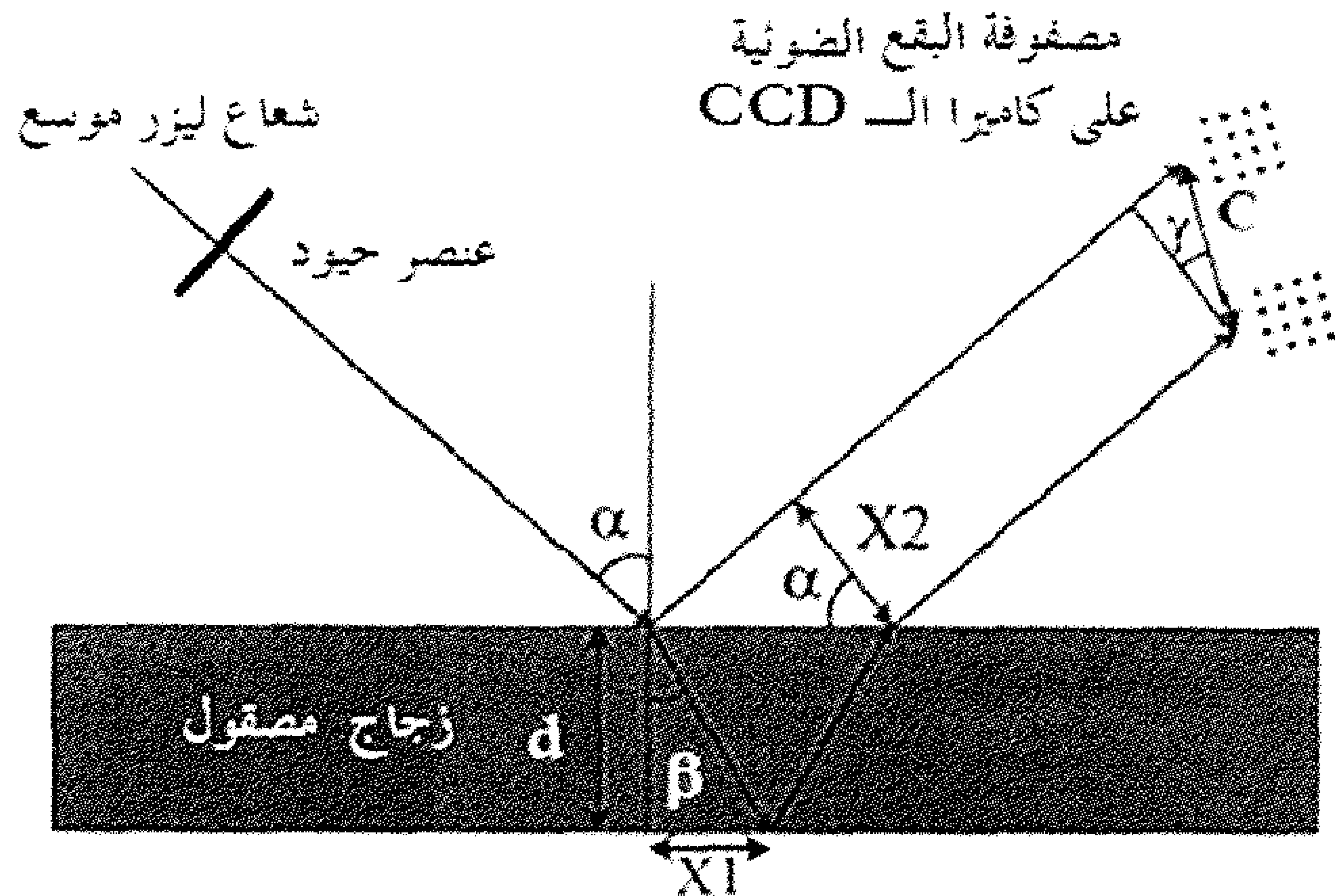
الشكل رقم (٣,٢). عنصر ضوئي حيودي.

تنعكس جبهة الموجة المنحادة من الأسطح العلوية والسفلية للزجاج المصقول. يُسجَّل نموذجا المصفوفتين للبقع بشكل متزامن في مواقع مختلفة لخلية CCD كاميرا، أي لا يوجد عدسة شيئية على الإطلاق. نظرا لانخفاض سرعة خط انتاج الزجاج المصقول عالي الجودة، فإنه من الممكن قياس سماكة الزجاج في الوقت الحقيقي.

يتم الحصول على سمك الزجاج (d) باستخدام الرموز في الشكل (٣,٣) وفي قانون سنل Snell ، فضلا عن علم المثلثات و يمكن التعبير عن قانون سنل على النحو التالي :

$$\beta = \arcsin(\sin \alpha / n) \qquad (٣,١)$$

حيث n هو معامل انكسار الزجاج. من الشكل رقم (٣,٣) نلاحظ أن من المهم أن ندرك الآن أن الـ CCD كاميرا في الشكل رقم (٣,٣) يجب أن تكون مائلة ذلك لأن نموذجي البقع الضوئية المنعكسين يجب أن يكونا في منطقة المحرق. وبالتالي تكون المسافة على الرقاقة بين صورتي مصفوفتي البقع المنعكستين من الأسطح العلوية والسفلية للزجاج المصقول تساوي :



الشكل رقم (٣,٣). رسم تخطيطي لقياس سماكة الزجاج المصقول بالاعتمادعلى DOE.

$$x_1 = d \tan \beta$$

(٣,٢)

$$x_2 = 2\, x_1 \cos \alpha$$

$$C = \frac{x_2}{\cos \gamma}. \quad (٣,٣)$$

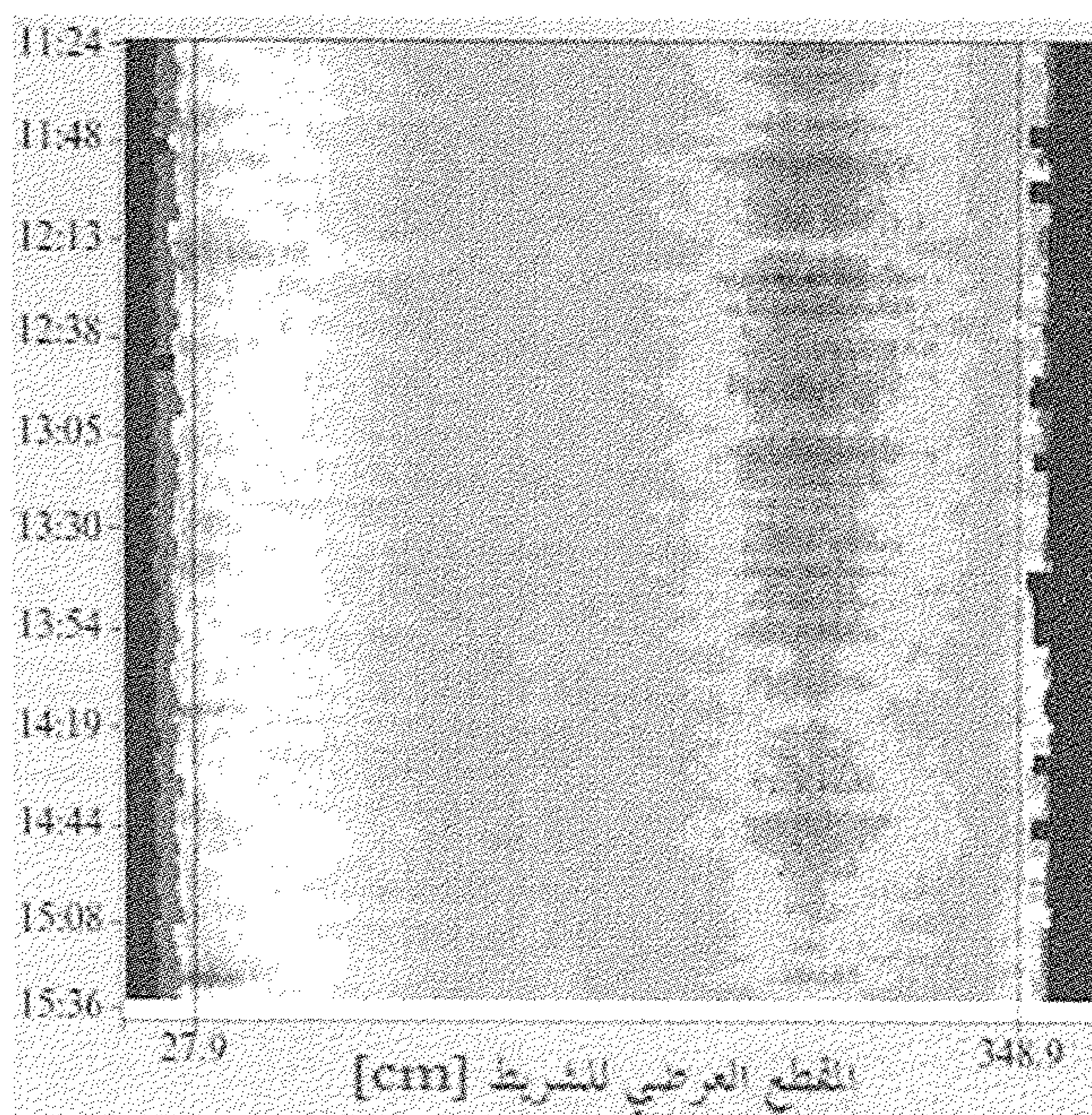
ثم نحصل من (٣,١) إلى (٣,٣)

$$C = \frac{2 \tan [\arcsin(\sin \alpha / n)] \cos \alpha}{\cos \gamma} d. \quad (٣,٤)$$

يعتمد المعامل C لسماكة الزجاج في (٣-٤) على كلٍ من معامل انكسار الزجاج، الذي هو ثابت من الناحية العملية للزجاج عالي الجودة، و أبعاد القياس. يمكن تحسين هذا العامل بحيث يتم الحصول على الحد الأدنى من خطأ السماكة. تكون دقة قياس السماكة بواسطة الـ DOE هي ±١٠ ميكرومتر. يمسح رأس الحساس في المواقع الصناعية فوق الشريط الزجاجي وتكون درجة الحرارة في خط إنتاج الزجاج المصقول عالية نوعا ما لذلك، فإن تبريد رأس الحساس أمر مهم، حيث يمكن أن يبرد من خلال إحاطته بالماء، أو باستخدام تبريد الهواء. ويظهر في الشكل رقم (٣,٤)، على سبيل المثال، مخطط للتدريج الرمادي (ممكن أن تعطى الألوان مرمزة) لسماكة الزجاج المصقول لشريط طوله ٢ كيلو متر.

قد يكون الاتجاه المستقبلي فيما يتعلق بصناعة الزجاج الضوئي قياساً ضوئياً مباشراً ومتعدداً يوفر في الوقت نفسه معلومات عن الأخطاء، و السماكات، و القدرة الضوئية، و خشونة السطح، و تغير معامل الانكسار المكاني بالزمن الفعلي

و خصائص أخرى تعود للشريط الزجاجي. يجب أن تكون تقنية القياس كهذه تعمل على أساس التحقيق الفوري لمنطقة واسعة.



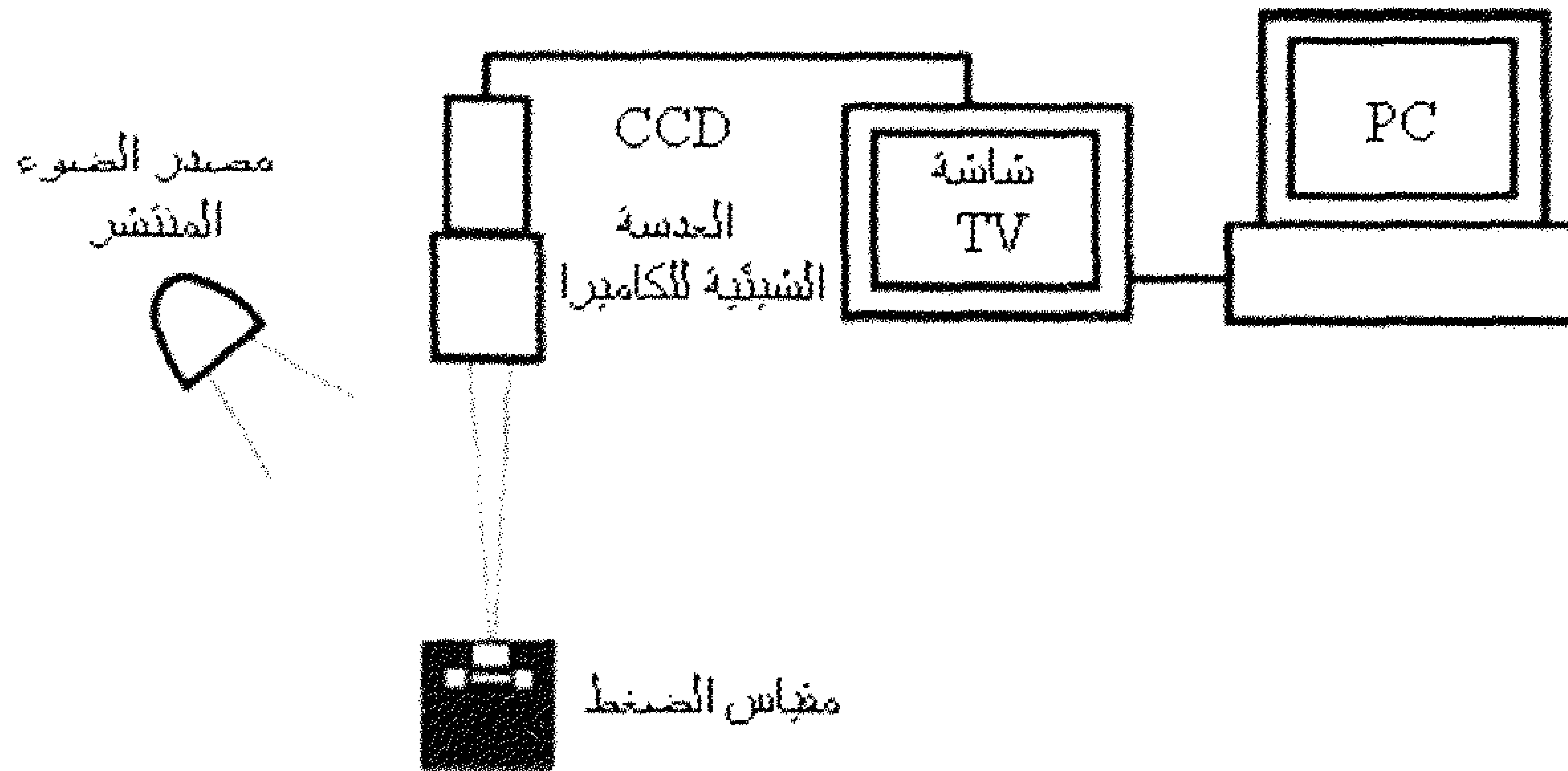
الشكل رقم (٣,٤). خريطة سماكة الزجاج المصقول بالتدريج الرمادي.

(٣,٣) نظام رؤيا آلي لمراقبة ورق مضغوط

Machine Vision System for Monitoring Compressed Paper

يعود عدد المنتجات الورقية الكبير إلى التطبيقات المختلفة. يعير صناع الورق اهتماماً مستمراً لتحسين نوعية الورق، و يلعب الصباغ دوراً هاماً في هذه العملية . لقياس نعومة ورقة نجد جهاز تشابمان Chapman و طريقته الضوئية [41]، و التي هي معروفة في مجال علوم الورق. والتي تستفيد من الانعكاسات الكلية للضوء لتقييم منطقة الاتصال بين الورق و موشور المسبار، و بشكل ما فطريقة القياس هذه تحاكي

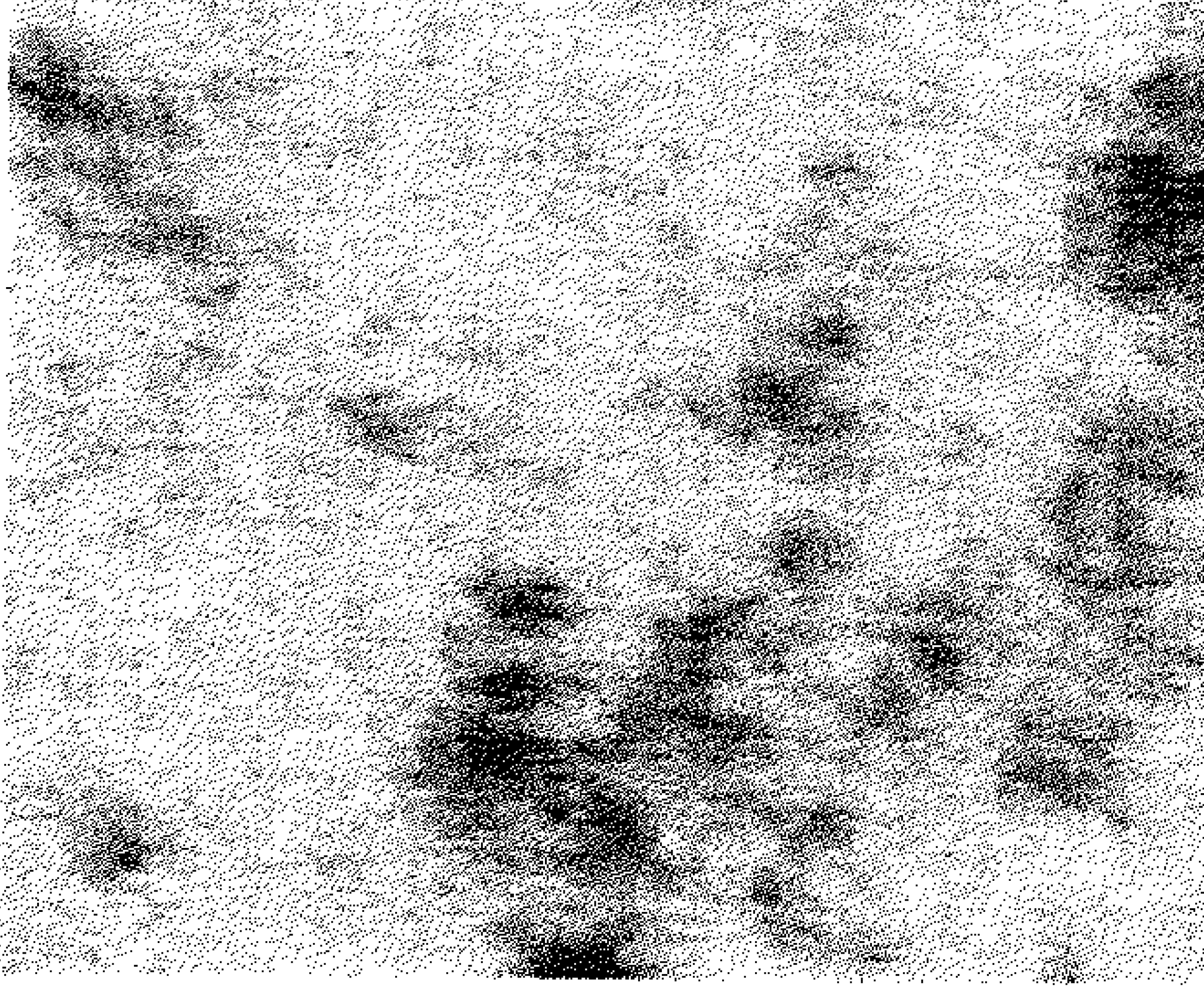
الوضع بين الورق و الملقط في آلة ارتشاف الورق. بسبب تعدد درجات الورق، مثل ورق التصور، وورق الأخبار و الورق الناعم، والورق فائق النعومة super-calendared paper (SC)، و التي هي عُرضة للطباعة، أُدخلت تقنيات القياس البصري لمحاكاة عملية الطباعة، وذلك باستخدام على سبيل المثال انعكاس الشعاع الليزري [42]. نَصف هنا تقنية بسيطة إلى حد ما للرؤيا الآلية، جنبا إلى جنب مع نظام ضغط الورق. وضِّح مبدأ الجهاز في الشكل رقم (٣,٥).

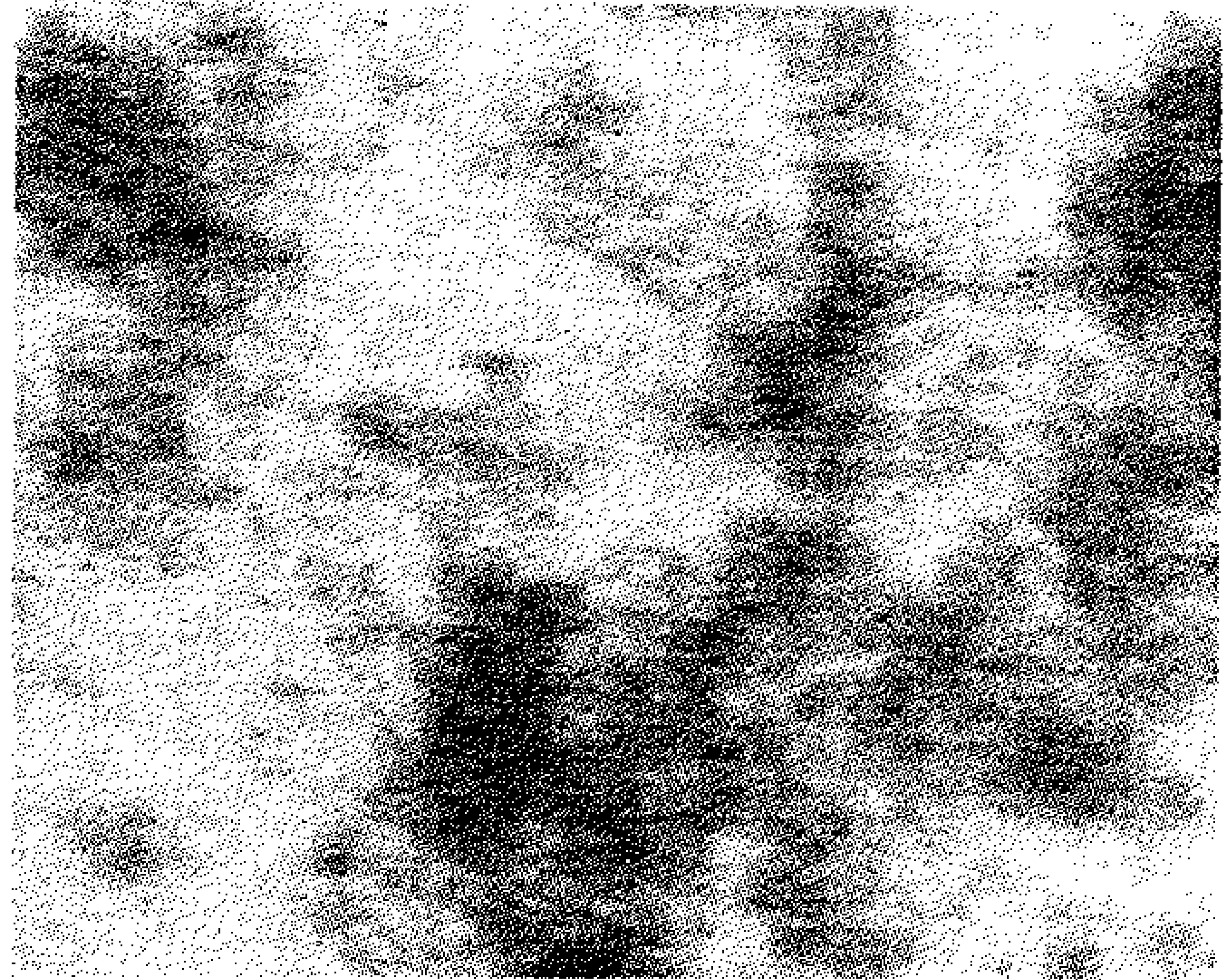


الشكل رقم (٣,٥). رسم تخطيطي لنظام الرؤية الآلي لمراقبة سطح ورقة مضغوطة.

نعرض في الشكل رقم (٣,٦) أمثلة عن بيانات صورة تم الحصول عليها للورق الناعم في المواقع ذاتها عند ما تم زيادة الضغط. يُلاحظ من الشكل رقم (٣,٦) أن مساحة منطقة البقع السوداء زادت نتيجة لزيادة الضغط الذي تتعرض له الورقة بين الإطارين. تم تأكيد ظاهرة النماذج المعتمة والتي تعود إلى اتصال الورقة مع إطار المجس العلوي، و ذلك من الدراسة الطيفية [43]. تكون معلومات الصورة، في الشكل رقم (٣,٦) مهمة في تطوير فحص خشونة السطح، والتشكيل والانضغاطية لمختلف درجات الورق.

(ب) (أ)





الشكل رقم (٣,٦). المناطق المظلمة على سطح ورقة مضغوطة (أ) الضغط يعادل ١,٢ميغا باسكال ، و(ب) ٢,٤ ميغا باسكال. مساحة الصورة هي ٣,٨ × ٢,٨٥ ميليمتر مربع.

صناعة الورق هي واحدة من أكثر الفروع تقدماً حيث إنها تهتم باستشعار المعالجة والإنتاج خلال عمليات تصنيع الورق. سوف يزداد الطلب في هذا القطاع الصناعي في المستقبل أيضا على أجهزة القياس المتعددة الفورية التي يمكنها في ذات الوقت قياس الرطوبة، وخشونة سطح، واللمعان المطلق، و لمعان البقع، والكمد وغيرها من خصائص الورق ذات الصلة التي تمثل تحدياً كبيراً، وخاصة أن السرعة الآلية لآلات الورق الحديثة عالية جداً $2Km/min^{-1}$.

(٣,٤) التصوير الطيفي

Imaging Spectrometer

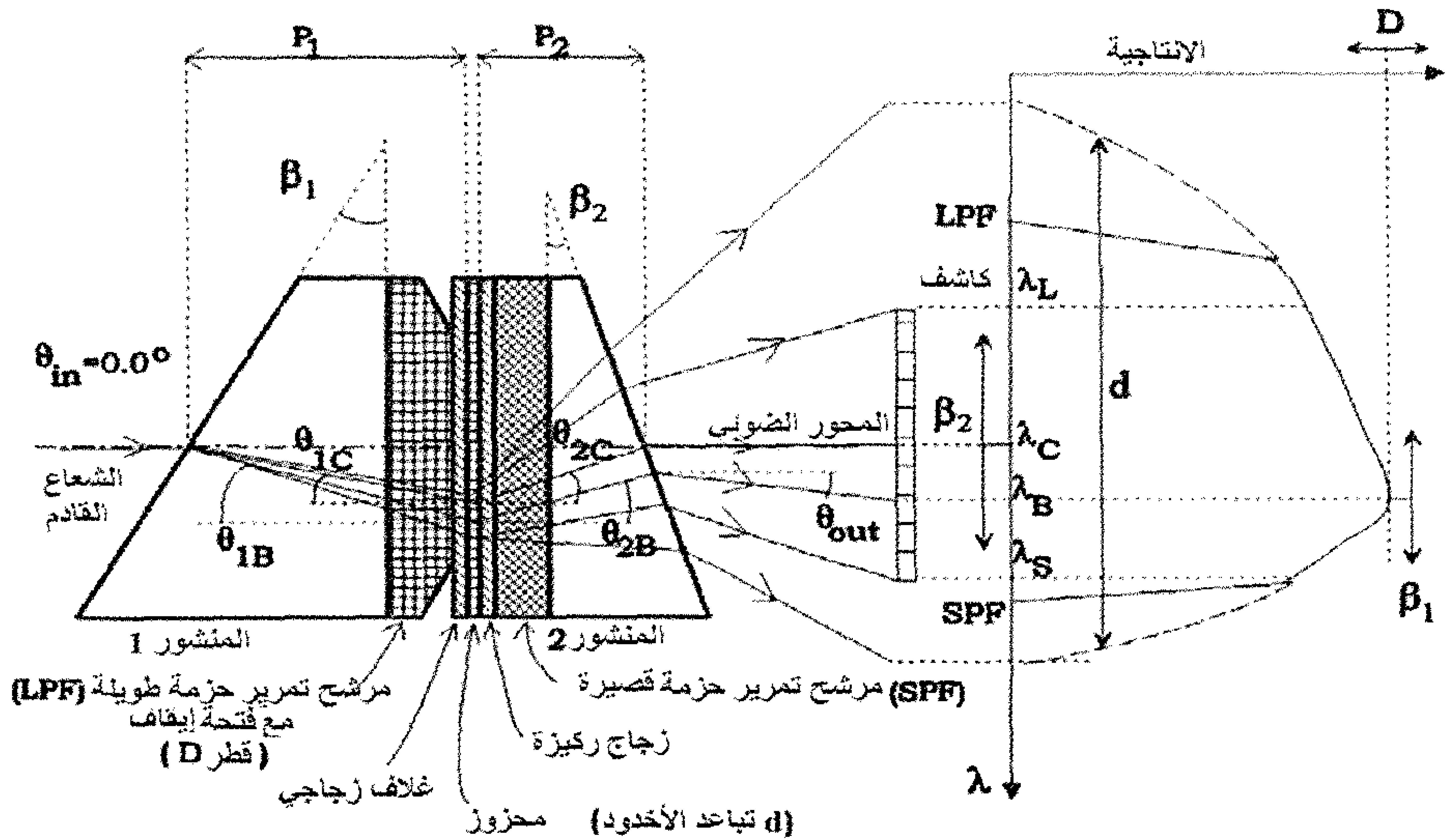
يمكن تركيب جهاز يعطي على حد سواء معلومات بالصورة والطيف في آن واحد لأنواع مختلفة من الأجسام. يتراوح طيف الأشعة بين الأشعة فوق البنفسجية لتصل إلى الأشعة تحت الحمراء بمساعدة الـ CCD الكاميرا ومقياس التحليل الطيفي. يمكن للمرء الحصول بواسطة المطياف التصويري على صورة ثنائية الأبعاد من الجسم

وكذلك تحليل طيفي له من النقطة الصورية. إما أن تصور هذه الأجهزة بعدين مكانيين وطيف عينة زمنية أو أنها تصور بعداً مكانيا وزمانياً أو أنها تصور بعدا مكانياً واحداً وطيفاً بينما تأخذ عينات لبقية الأبعاد المكانية.

كما أنها تهتم بتطبيقات الأنظمة المحمولة جواً والتي تقوم فيها بأداء الاستشعار عن بعد. بالإضافة إلى ذلك ممكن أن تُستَخدم مقاييس التحليل الطيفي التصويرية لمهام الفحص والمراقبة في الصناعة مثل عملية مراقبة جودة المنتجات، وأيضا في التصوير الطبي.

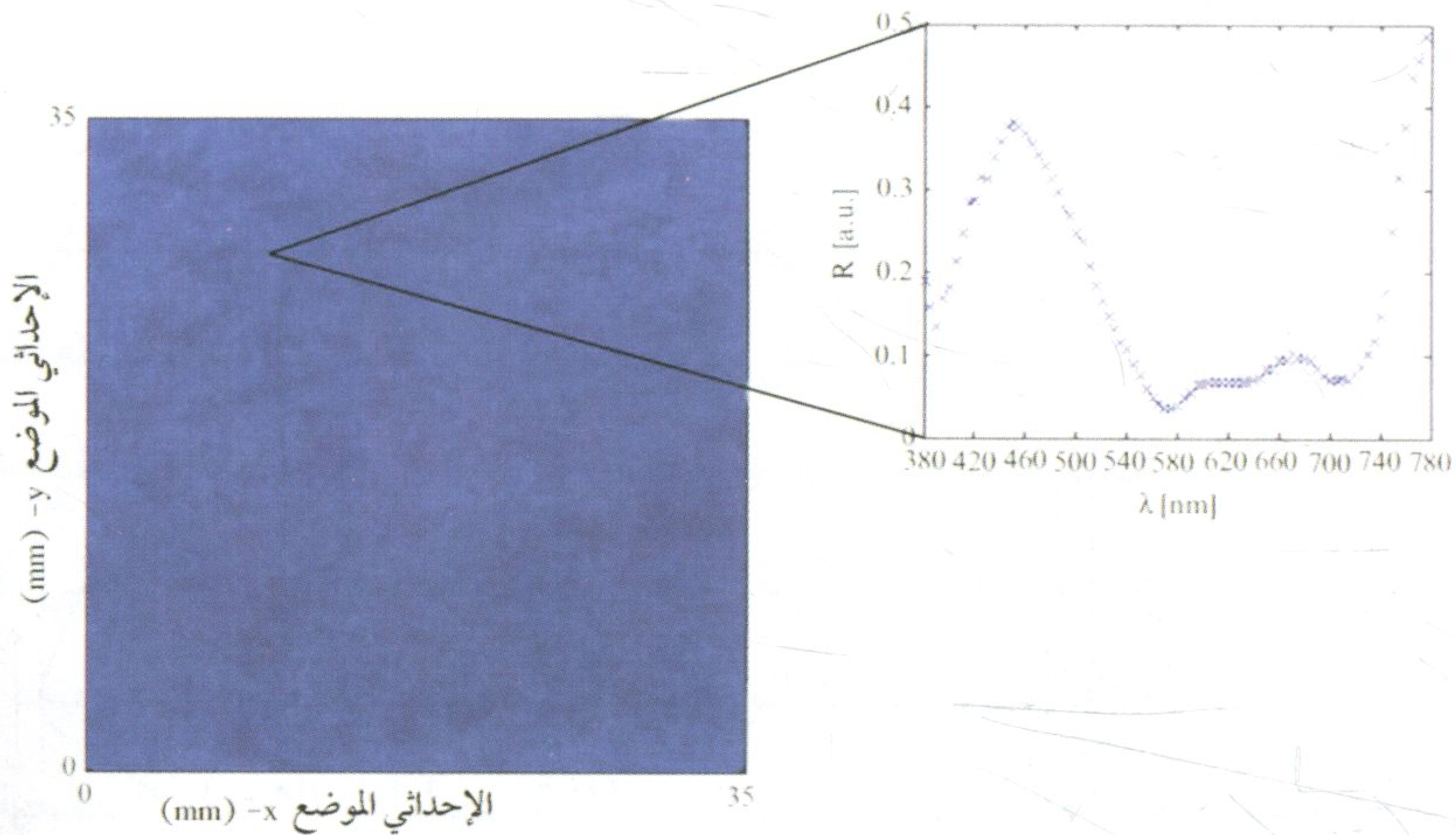
على سبيل المثال، يمكن للمرء تسجيل الطيف المنعكس من جسم وحساب إحداثيات اللون لكل بكسل من الصورة.

نعرض هنا مقياس الطيف التصويري (المطياف) الذي يعتمد على تركيب (PGP) موشور محزوز- موشور [44]. تنفيذ مطياف التصوير الضوئي PGP مبين في الشكل رقم (٣,٧). يقوم بتجميع بعد مكاني واحد و بعد طيفي في نفس الوقت. يتم الحصول على البعد المكاني الثاني بالمسح الضوئي لمجال الرؤية.



الشكل رقم (٣,٧). رسم تخطيطي لـ PGP التصوير المطيافي (بالإذن من الدكتور ماوري أيكيو).

مبدأ العملية هو أن كل عنصر في الصورة يوفر طيفه الصافي. محزوز النقل الحجمي بين الموشورين ممكن أن يكون، مثلاً، من ثاني كرومات الجيلاتين. يتمثل دور محزوز الحيود في الفرز المكاني للأطوال الموجية المختلفة. ويُحَلل الطيف المكاني بطبيعة الحال، والنتيجة عادة مجموعة ضخمة من البيانات. بالإضافة إلى الصورة التقليدية. يمكن للمرء عرض نظام إحداثيات ديكارتي ثنائي الأبعاد حيث إن أحد المحاور هو المحور المكاني والآخر هو المحور الطيفي. تظهر في الشكل رقم (٣,٨) صورة – RGB ثنائية الأبعاد، والتي تم حسابها من صورة طيفية للطباعة بلون كثيف لحبر أزرق على ورقة. طيف الانعكاس من أحد المواقع على الورقة مبين في الشكل رقم (٣,٨) أيضاً. حجم البقعة الضوئية (Pixel) كان ١١٧×١١٧ (ميكرومتر)[٢]، و الطيف الذي تم الحصول عليه كان في النطاق المرئي بخطوة ٥ نانو متر.



الشكل رقم (٣,٨). طباعة مع تلوين كثيف (يسار) وطيف الانعكاس من بقعة ضوئية (1pixel) واحدة.

(٣,٥) خلاصة ونتائج
Conclusion

سوف تصبح تقنية التصوير المعتمدة على أجهزة الرؤية أكثر شيوعا في الصناعة، على سبيل المثال، في فحص الهواتف النقالة. سيكون التحدي المقبل في المستقبل للاستشعار والتصوير عن بعد في الطب النانوي؛ لأنها تتطلب معلومات عن ملامح دقيقة. سيكون الاتجاه إلى جعل النظام التصويري أصغر حجماً وأسرع مما هو عليه في أيامنا هذه، كما يجب أن تُوفَّر أجهزة معلومات فورية متعددة. الكلمات الرئيسية في هذه الصناعة هي الوثوقية والتكلفة المناسبة والتشغيل المباشر (on-line operation) لجهاز القياس في بيئات قاسية.

الفصل الرابع

المراقبة الضوئية للخشونة السطحية واللمعان

Optical Inspection of Surface Roughness and Gloss

تشكل نوعية سطح المنتج، لمجموعة متنوعة من المنتجات التي تمثل مختلف القطاعات الصناعية، في كثير من الأحيان عاملاً مهماً. قد يمر سطح المنتج خلال سلسلة من عمليات الإنهاءات لتحسين نوعية السطح. سنعدد في هذا الفصل بعض الأمثلة التي تكون فيها جودة السطح محدِّدا هاما. على سبيل المثال، في حالة إنتاج صفيحة فولاذية لصناعة السيارات تُدَلفَن (تُلَف) أولاً ساخنةً نسبياً وبعد ذلك تُلَف على البارد في خط أسطواني. تَتْرك البكرات علامات إنهاءات نمطية على سطح الشريط الفولاذي. شكل الأسطوانة أساسي (إضافة إلى قوة تحمل الأسطوانة)، إذ أنها تتعلق بخشونة السطح المطلوبة ومادة سطح الصفيحة الفولاذية. وبطبيعة الحال يظهر اهتراء على سطح غلاف الأسطوانة وهذا الاهتراء يجعل خشونة سطح الشريط المعدني دالة على اهتراء الأسطوانة. قد تظهر حالة مماثلة أيضا في نوع آخر من عمليات الإنهاء السطحية، وهي في إنتاج الحبوب في صناعة المستحضرات الصيدلانية. عمليات الانتهاء السطحية لآلة كبس الحبوب هي أمر حاسم لمنع، مثلاً، التصاق مواد المسحوق على سطح المكبس. وهكذا عادة ما يكون المطلوب سطح مكبس ناعم جداً من أجل صناعة حبوب مثلى.

في حالة الهواتف الخلوية يتم الحصول على أغطية بلاستيكية عالية الجودة باستخدام التشغيل الآلي للتفريغ الكهربائي لأسطح قوالب الحقن. ينسخ ذوبان البلاستيك سطح القالب ويمكن حسب الطلب الحصول على سطح غير لامع خشن نسبيا. ومع ذلك، تتعرض الأداة للاهتراء مما قد يؤدي إلى اختلاف نوعية السطح الموضعية في المنتجات البلاستيكية خلال دورة عمل طويلة للأداة.

من الواضح أنه في بعض قطاعات الصناعة توجد رغبة في الحصول على سطح منتج أملس قدر الإمكان، بينما ترغب بعض القطاعات الأخرى الحصول على خشونة سطح عالية نسبياً والتي تكون بالنسبة لها مقياسا لجودة المنتج. العامل المشترك لهذه الفروع الصناعية هو الحصول على معلومات عن خشونة سطح المنتج، وأيضا عن علامات الإنهاء و على توجهاتهم. دور عمليات التصنيع، على سبيل المثال هنا، لحالة الأداة أهمية كبيرة في إيجاد العملية الأفضل للحصول على الحالة المثلى لسطح المنتج [45]. تكون تقنيات القياس الضوئية لأسطح فائقة النعومة على غاية من الأهمية لا سيما في تحسين النوعية السطحية للأجهزة التي تعتمد على أشباه الموصلات ومنتجات أخرى عالية التقنية. وقد تم وصف القياس الضوئي لأسطح فائقة النعومة، على سبيل المثال، في كتاب بينت وماتسون *Bennett and Matson* [46].

(٤,١) تعريف محددات الخشونة السطحية

Definition of Surface Roughness Parameters

يعتمد قياس محددات خشونة السطح، التي سنعرفها أدناه، تقليديا على جهاز يسمى إبرة الألماس. و تكمن الفكرة بتطبيق قوة صغيرة على إبرة ألماس دقيقة بحيث تسجل السطح على طول خط دقيق، وعادة ما يكون قصيرا إلى حد ما. ولسوء الحظ، تنحصر مثل هذه التقنية في الظروف المخبرية، لا يمكن اعتبارها طريقة للفحص المباشر

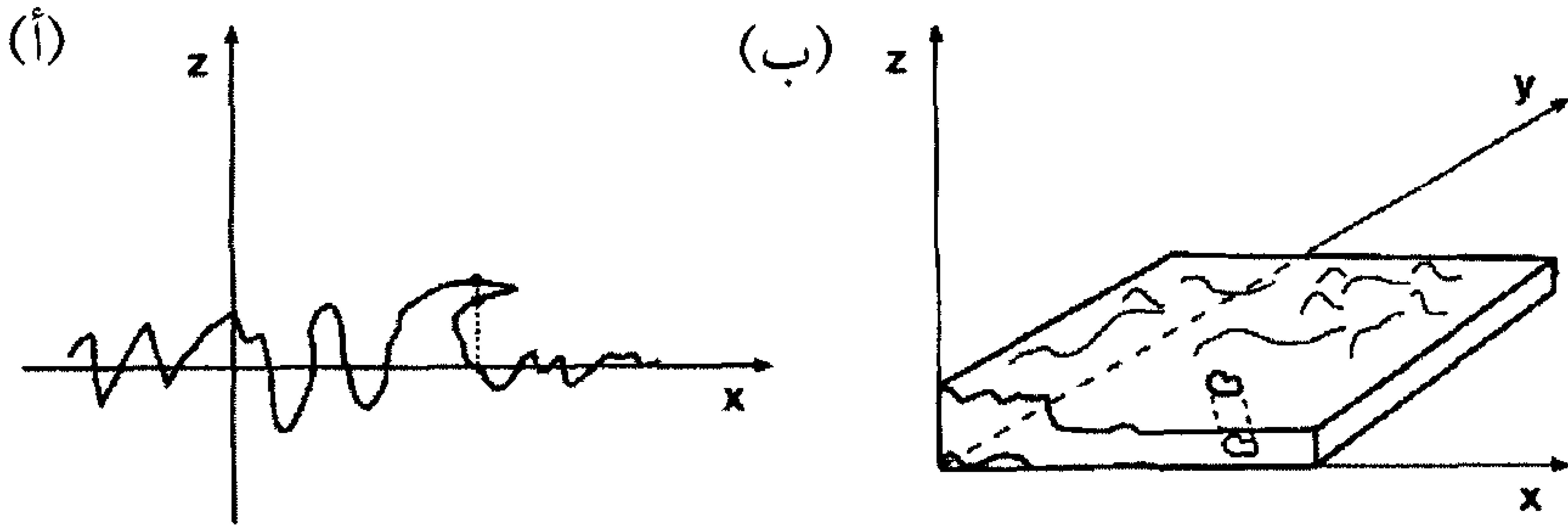
لنوعية سطح المنتج في موقع صناعي، حيث يمكن أن تكون سرعة الخط سريعة إلى حد ما. ولكن لحسن الحظ هناك حلول غير تدميرية لتقدير خشونة السطح والتي تعتمد على تقنيات القياس الضوئية مثل التثليث والانعكاس البراق والقلم الليزري. تؤمن مثل هذه التقنيات القياسية معلومات عيانية macroscopic عن خشونة السطح والتي هي تقديرية بالتأكيد حسب مفتشي الجودة في مختلف قطاعات الصناعة العملية. محددات خشونة السطح في الهندسة الأكثر شيوعاً هي متوسط خشونة السطح (R_a) و القيمة الفعالة (rms) لخشونة السطح (R_q). والتي تستند على تعريفات رياضية بحتة على النحو التالي :

$$R_a = \frac{1}{A}\iint_A \left| z(x,y) - \langle z(x,y)\rangle \right| dxdy, \quad (٤,١)$$

$$Rq = \left\{ \frac{1}{A}\iint_A \left[z(x,y) - \langle z(x,y)\rangle \right]^2 dxdy \right\}^{1/2} \quad (٤,٢)$$

حيث z = z(x,y) هو الارتفاع كدالة للموضع في نظام الإحداثيات الديكارتية، و ⟨z (x, y)⟩ هو متوسط السطح الأساسي في منطقة مختارة من الفراغ xyz بحيث تكون z (x,y) أدنى تغير، وA هي المساحة الثانية. بملاحظة أن عملية مسح تضاريس السطح في القياسات العملية هي ثابتة بحيث إن طول المسافة المقطوعة الفاصلة على طول الخط، وليكن بالاتجاه x ، هي أيضاً ثابتة ويعتمد مسح المنطقة A على إجراء المسح خطوة خطوة. تستخدم في كثير من الأحيان نظائر أحادية البعد للتعاريف (٤,١) و (٤,٢). وهذا يعني أن الشكل الجانبي هو z =z(x) وذلك لأن قياس السطح يتم على طول خط دقيق فقط. وبالتالي تحوي التكاملات اللازمة لحساب محددات خشونة سطح على متغير وحيد فقط. وللأسف، فإن التعاريف (٤,١) و (٤,٢) ليست خالية من المشاكل. فعلى سبيل المثال، لِنَقُل إننا قمنا بتدوير الشكل الجانبي المقاس أحادي البعد z =z(x) بزاوية ١٨٠° حول

المحور x. سوف نحصل وفقاً للتعريفين (٤,١) و (٤,٢) على نفس قيم محددات خشونة السطح سواء بالنسبة للشكل الأصلي أو للشكل الناتج من المرآة الدوارة. ومع ذلك، ممكن أن تكون دوالهم الميكانيكية مختلفة إلى حد ما. على سبيل المثال، في تطبيقات التزييت. حيث إن محددات خشونة السطح القياسية والهندسية العملية لا تتطابق على بعضها. كما أن هناك مشاكل أخرى موضحة في الشكل رقم (٤,١). لدينا في الشكل رقم (٤,١ أ) حالة تكون فيها لدالة الشكل الجانبي z قيمتين مختلفتين عند نفس النقطة. مثل هذا الوضع غير مقبول بالمفهوم التعريفي الرياضي للدالة z ، ولكن ممكن أن تظهر في الممارسة العملية مثل علامات الإنهاء هذه. وكذلك في قياس الشكل الجانبي للسطح، إما بواسطة القلم الميكانيكي أو الضوئي، حيث يصعب الوصول إلى المساحة الموجودة أسفل "القرن" في الشكل رقم (٤,١أ). الإشكالية الأخرى تظهر في الشكل رقم (٤,١ ب) حيث يظهر "ثقب دودة". مثل هذه الحالة قد تظهر في سياق الأوساط المسامية كالورق. وفي هذه الحالة تكون إمكانية تعريف الذروة داخل منطقة "ثقب الدودة" مشكوكا فيها. وعلى الرغم من وجود بعض المشاكل في تعريف محددات خشونة سطح إلا أنها توفر وسيلة جيدة للمفتشين لتقييم نوعية المنتجات خاصة المستوية في المواقع الصناعية. غير أن قياس خشونة سطح أجسام معقدة الشكل، على سبيل المثال، لا يزال يشكل الجدار الداخلي لأسطوانة محرك السيارة مشكلة.



الشكل رقم (٤,١). الحالات المُرضية لتعريف خشونة السطح. (أ) تعريف خشونة سطح لا لبس فيه عند موقع الخط المنقط و (ب) في موقع "ثقب الدودة".

بطريقة مماثلة للحالة أعلاه يمكن لنا أيضا تعريف محددات المنحدر العائدة لخشونة السطح باستخدام مفهوم المشتقات الجزئية كما يلي:

χω

$$S_{a,x} = \frac{1}{A} \iint_A \left| \frac{\partial z(x,y)}{\partial x} - \frac{\partial \langle Z(x,y) \rangle}{\partial x} \right| dxdy$$

(٤,٣)

$$S_{a,y} = \frac{1}{A} \iint_A \left| \frac{\partial z(x,y)}{\partial y} - \frac{\partial \langle z(x,y) \rangle}{\partial y} \right| dxdy$$

و

$$S_{q,x} = \left\{ \frac{1}{A} \iint_A \left[\frac{\partial z(x,y)}{\partial x} - \frac{\partial \langle z(x,y) \rangle}{\partial x} \right]^2 dxdy \right\}^{\frac{1}{2}}$$

(٤,٤)

$$S_{q,y} = \left\{ \frac{1}{A} \iint_A \left[\frac{\partial z(x,y)}{\partial y} - \frac{\partial \langle z(x,y) \rangle}{\partial y} \right]^2 dxdy \right\}^{\frac{1}{2}}.$$

نحصل عادة على محددات المنحدر في بعد واحد بواسطة الشروط التجريبية وذلك نظراً للسهولة العملية جزئيا فقط، بينما في الاتجاه الآخر هي محددة. ينبغي أن يعالج المنحدر في الحالة العامة باستخدام المشتق الاتجاهي، أي التدرج. و تتواجد نفس المشاكل المذكورة أعلاه من أجل "السلوك السيئ" في تعريف محددات المنحدر. محدد

المنحدر هو مقياس عملي من منظور، أن السطحين قد يأخذان نفس متوسط خشونة السطح ولكن قد يختلفان عن بعضهما البعض نظراً لكون متوسط المنحدرات مختلفا .

المحددات الأخرى المفيدة، إلا أنه يمكن استغلالها بدرجة أقل في الممارسة الهندسية اليومية، هي دالة الترابط التلقائي أو دالة الترابط الذاتي (AC) ودالة الكثافة الطيفية للقدرة (PDF). تحدد دالة الترابط التلقائي أوجه التشابه بين السطح الجانبي في الاتجاه الأفقي. يتم الحصول على الـ PDF بالمعامل التربيعي لتحويل فوريية وهي تصف بشكل خاص دورية علامات الإنهاء في مستوى التردد المكاني (f_1، f_2) ،. يتم تعريف هذه الدوال ذات الطبيعة المتماثلة، في الحالة العامة من (٤,٥) و (٤,٦)

$$AC(\tau_1,\tau_2)=\frac{1}{A}\iint_A z(x,y)z(x+\tau_1,y+\tau_2)dxdy, \qquad (٤,٥)$$

$$\mathrm{PDF}(f_1\,,f_2)=\frac{1}{A}\left|\iint_A z(x,y)e^{2\pi i(x\,f_1+yf_2)}\,dxdy\right|^2. \qquad (٤,٦)$$

يتم حساب AC وPDF عادة لحالة أحادية البعد. وهكذا يُعرَّف طول الترابط الذاتي 10 /(0) l = AC كمقياس يعتمد على مقدار ما يشابه الشكل الجانبي لسطح أحادي – البعد لذاته. تملك الإحصائيات السطحية تأثيراً على دالة الترابط التلقائي [47].

ويتم الحصول على الشكل الجانبي للسطح عادة بأخذ عينات منفصلة ولكن التباعد بين نقاط البيانات يكون متساوياً. يتعين على المرء في تحليل البيانات أن يستخدم تقديرات تقريبية للمحددات المذكورة أعلاه باستبدال التكاملات المعنية بالمجامع المقابلة، أو باستخدام مطابقة المنحنيات للحصول على دوال مستمرة.

نظرية الاحتمالات مفيدة في وصف الارتفاعات. دالة التوزع w = w(z) .

$$\int_{-\infty}^{\infty} w(z)dz = 1 \qquad (٤,٧)$$

تعطي معلومات عن تماثل أو عدم تماثل "الهضاب" و "الوديان" أي انحراف التوزع. الحالة الأبسط هي دالة التوزيع الجاوسي، أي، شكل جاوسي متماثل التوزع. ولسوء الحظ، غالباً ما تكون دالة التوزع للمرتفعات السطحية لأنواع مختلفة من أسطح المنتج غير متماثلة، على سبيل المثال، عملية الإنهاء كاللف السطحي. وقد يحدث أن يكون التعبير الرياضي البسيط للتوزيع غير مباشر، كمثال على هذه الحالة علينا أن نتذكر حالة البنية السطحية المعقدة للورق، وعليه، غالباً ما يمكن اعتبار التوزع الجاوسي على أنه يمثل التقريب الأول للنموذج الإحتمالي الإحصائي للسطح.

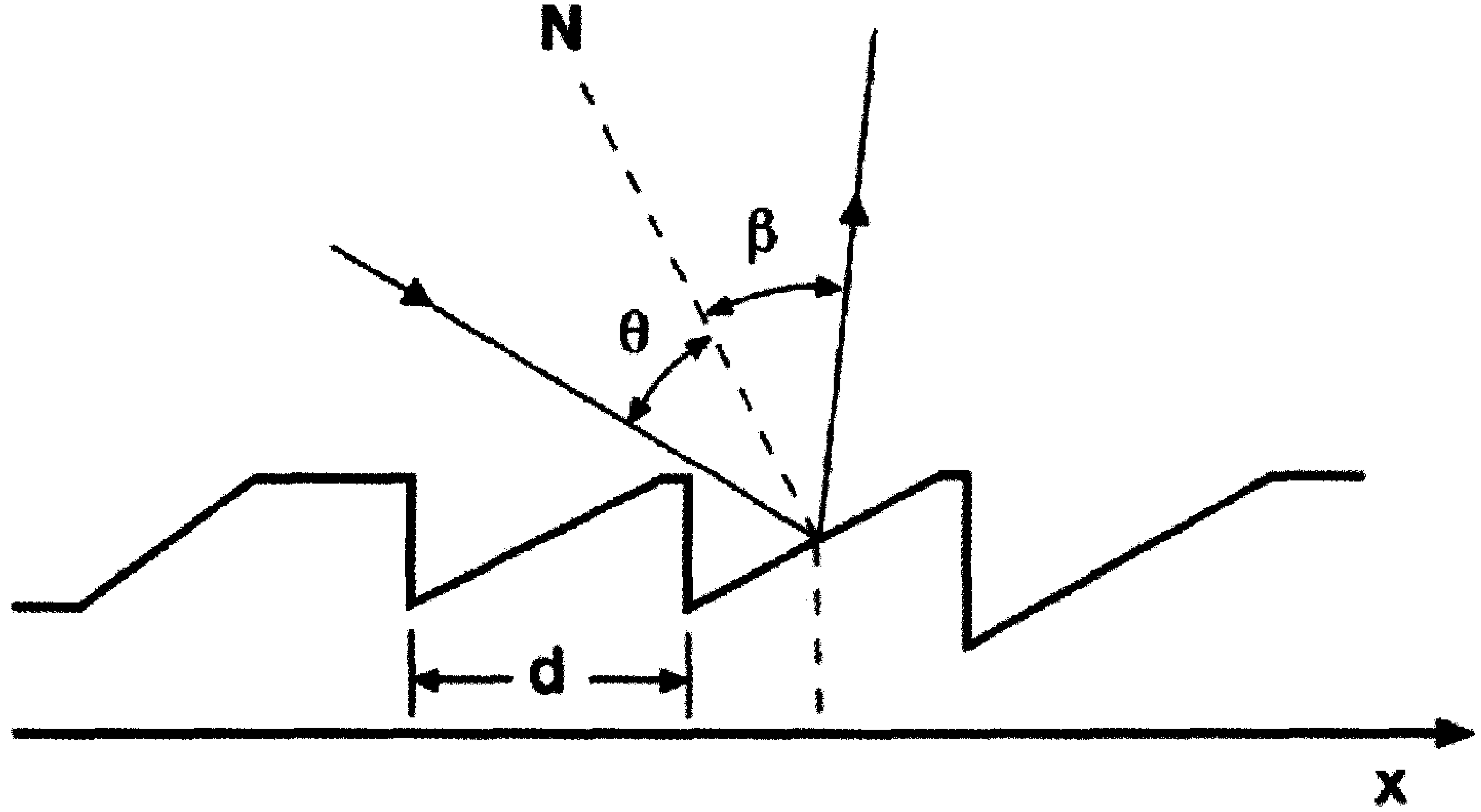
(٤,٢) المراقبة الضوئية لعلامات الإنهاء
Optical Inspection of Finishing Marks

يمكن تقسيم خشونة سطح تقريباً إلى خشونة سطح ماكروي (عيني) وميكروي (مجهري). ومن الواضح أن خشونة سطح الماكروي أمر يستند على الإدراك البصري، بينما خشونة السطح الميكروية تتطلب وسائل أخرى للحصول على بيانات عن ذلك. العين البشرية دقيقة ومداها الديناميكي واسع، وقد كان الفحص الضوئي لفترة طويلة أسلوبا معتمدا لفحص جودة سطح المنتج في الصناعة. وهذا صحيح حتى الآن، على الرغم من أن الطلب على الفحص التلقائي الذي يعتمد أكثر أو أقل على جهاز الرؤية الآلية أصبح أقوى في العديد من قطاعات الصناعة التحويلية. توفر حزمة ليزر هيليوم نيون HeNe موسعة طريقة لطيفة في حالة الفحص الضوئي للخشونة الماكروية أو للانحناء غير الطبيعي للكشف عن تشوهات سطح ما، شيء آخر هو كيفية تحليل بيانات صورة كهذه، البيانات التي هي واضحة للعين البشرية، لكن ليست لنظام يعتمد كاميرا CCD وجهاز كمبيوتر.

يوفِّر الضوء الأحادي اللون والمترابط من مصادر ليزرية مختلفة رخيصة، بما في ذلك أجهزة ليزر أشباه الموصلات، مجساً لمراقبة الخشونة الصغيرة الميكروية للسطح لفحص مجموعة متنوعة من مختلف الأسطح. ومن العوامل العملية الهامة عادة تباعد أشعة الليزر المنخفض. تتيح خاصية شعاع الليزر هذه القياس عن بعد والكشف. كذلك الضوء الأحادي اللون مهم أيضا خاصة في تحليل البيانات التي تتضمن نماذج رياضية بسيطة نسبياً و التي تفترض عادة استخدام ضوء أحادي اللون. يمكن لأشعة الليزر أن تُستغل كمصدر ضوئي للكشف عن اتجاه مفضل لعلامات الإنهاء والتي قد يتم الكشف عنها أيضاً بالفحص الضوئي، مثلاً، يستطيع المرء تمييز علامات الإنهاء بالعين المجردة بالنسبة للمنتجات المعدنية المدرفلة الباردة. تشكل علامات الإنهاء عادة بنية لمحزوز حيود غير مثالي وهكذا، يظهر كمثال في الشكل رقم (٤,٢) الشكل الجانبي للانعكاس عن أخاديد محزوز الحيود، ستنحاد أشعة الليزر من محزوز الانعكاس كهذا. يمكن الحصول على الحيود الأعظمي عند منطقة مجال بعيدة إذا كان الشرط

$$m\lambda = d(x)(\sin\theta(x) \pm \sin\beta(x)), \qquad (٤,٨)$$

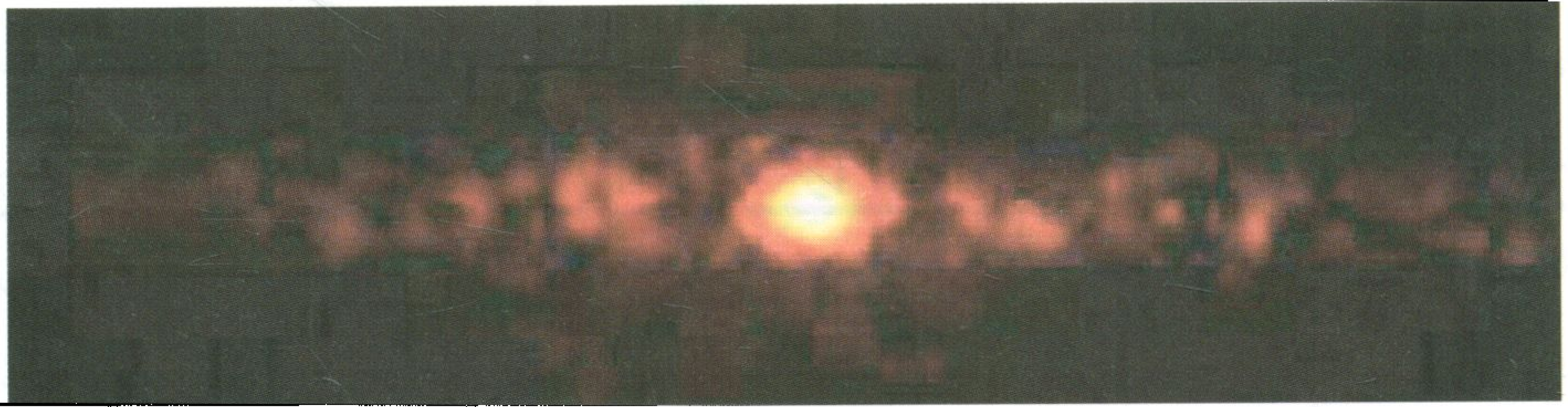
محققاً. الرمز m في (٤,٨) هو رتبة الحيود، λ هو الطول الموجي لليزر، و θ هي زاوية السقوط و β زاوية الحيود. تطبق إشارة النبضة إذا كان الشعاع الساقط والمنعكس يقعان في نفس الجهة بالنسبة للعمود على محزوز الحيود. نظراً لعدم انتظام محزوز الحيود يمكن القول إنها تشطيبات إنهاء، تعتمد كافة محددات محزوز الحيود على الموقع على محور x، كما أوضِّح في المثال في الشكل رقم (٤,٢) بشكل عام قد يتعين التعامل مع علاقة رياضية محددة لنمط الحيود ومحزوز الحيود، كنظام ثلاثي الأبعاد. يلاحظ عادة عدد كبير



الشكل رقم (٤,٢). في نظام الأخدود التوهجي لمحزوز حيود عاكس.

نسبياً لدرجات حيود تمتد غالباً بزاوية كبيرة في أقصى منطقة المجال نظراً لكون محزوز الانعكاس لسطح المعدن أو للمنتجات الأخرى غير مثالي. يلاحظ على سبيل المثال في منطقة المجال البعيد ، في حالة لف مسطحة متوازية، خط كامل من درجات حيود مختلفة ونمط بقعي أيضا حول الخط، شريطة أن يتم تطبيق حزمة الليزر في الاتجاه العمودي على بنية الأخدود. يحاكي نموذج الحيود عمليات الإنهاء في حالة الالتفاف السطحي المتقطع، حيث يغطي خطان درجات الحيود المختلفة في منطقة المجال البعيد والتي تظهر في صورة خط متقطع. وفي الحالات المذكورة أعلاه قد يلاحظ اتجاه علامات الإنهاء بالعين المجردة. يجب أن تكون علامات الإنهاء غير مرئية في بعض التطبيقات، وهذا يحدث عادة عند تلميع السطح. ومع ذلك، وحتى في هذه الحالة يمكن كشف علامات الإنهاء الأصلية عادة بتجربة بسيطة لتشتت أشعة الليزر. يكون ضوء المسبار الليزري حساسا جداً لدراسة علامات الإنهاء الطبيعية و يكشف حتى عن علامات خفية على الفحص المرئي. كما يعطي القياس المرئي معلومة عن نجاح عملية الإنهاءات.

يُوضِّح الشكل رقم (٤،٣) نموذج حيود تم الحصول عليه من صفيحة فولاذية مدلفنة على البارد. حيث يمكن زيادة عدد مرات الفحص المتزامن لمواقع مختلفة لعلامات الإنهاء بتحويل شعاع ليزر واحد إلى عدة أشعة بواسطة محزوز الحيود، أو باستخدام مصفوفة عدسات ميكروية. الجزء الصعب هنا هو تحقيق نظام تصوير وتحليل بحيث يقوم بتسجيل معلومات لعدد كبير من البقع على الجسم.



الشكل رقم (٤،٣)، نموذج حيود لفولاذ مدرفل على البارد . و مصدر الضوء كان ليزر HeNe.

(٤،٣) قياس خشونة سطح باستخدام شعاع الليزر
Measurement of Surface Roughness Using Laser Beam

يجب اتخاذ بعض الحيطة عند قياس خشونة السطح باستخدام التقنيات الضوئية، وتحديداً محددات خشونة السطح الميكانيكية أعلاه، التي لا تأخذ في الاعتبار بعض السمات المحددة التي تظهر عند استخدام الضوء للتدقيق في السطح. وعلى سبيل المثال حالة سطح خشن نسبيا وسطح متعدد وأيضا في بعض الحالات (وسط مسامي) قد يكون لتشتت الضوء الشديد أثر على الإشارة، وقد تؤدي إلى تقديرات خاطئة لخشونة السطح.

نقترح استخدام مفهوم خشونة السطح الضوئي (R_o) بدلاً من خشونة السطح في بعض الحالات، على سبيل المثال، عند كشف إشارة ضوئية قد تحمل ضجيجاً بسبب تشتت ضوء وحيد أو متعدد، أي حالة انتشار ضوء. تظهر مثل هذه الحالة على سبيل المثال في

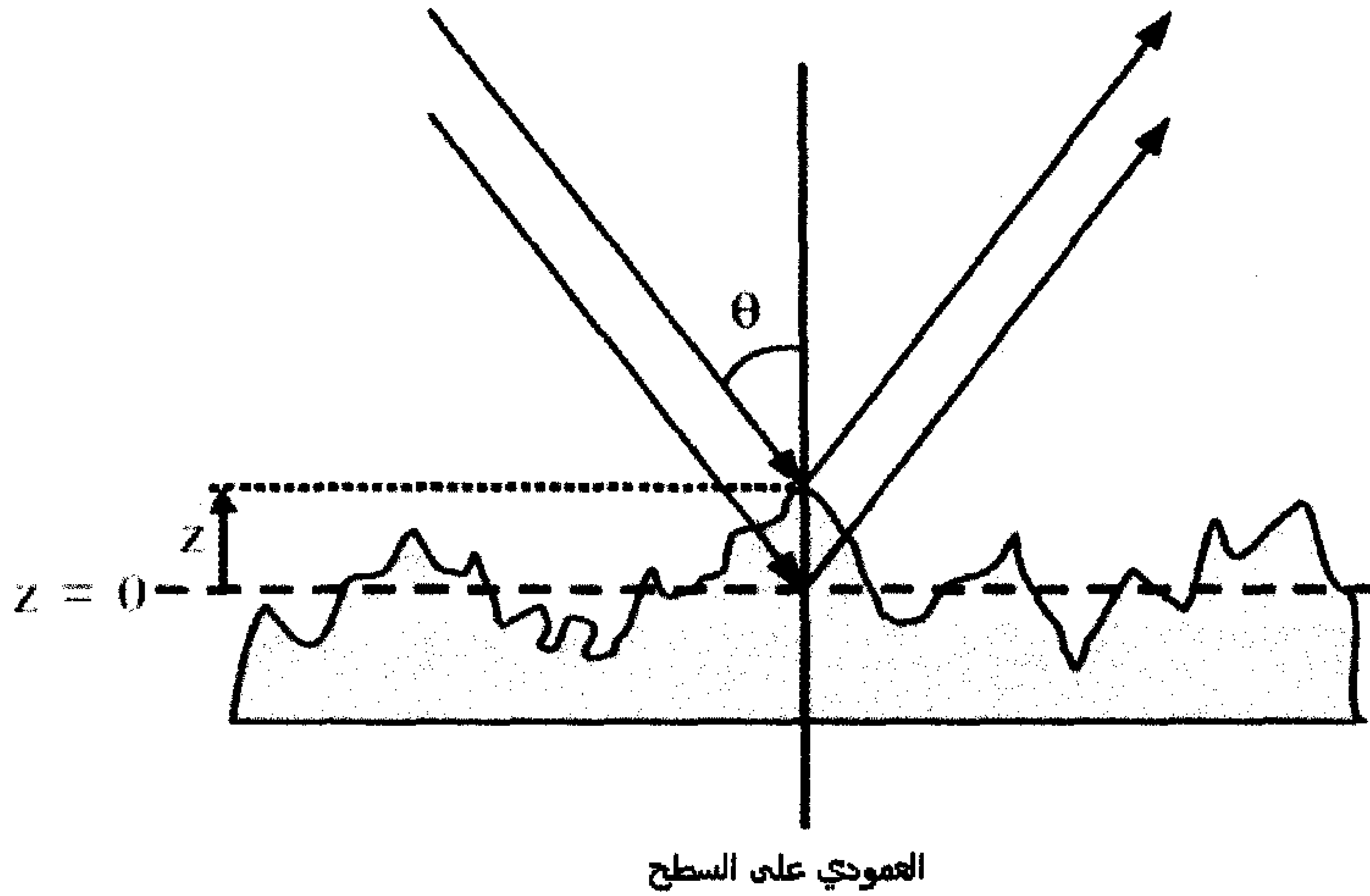
الكشف عن الضوء المنعكس المنتظم من السطح الخشن. يمكن للمرء، لحسن الحظ، في بعض الحالات إيجاد علاقة جيدة بين المحددات الميكانيكية والضوئية لخشونة السطح. وهكذا، يمكن من حيث المبدأ استخدام طريقتين وهي الضوئية والميكانيكية (قلم الماس) لتقييم خشونة سطح من السطوح غير القابلة للكسر.

يجب أخذ الحيطة عند تصميم وتركيب مقياس خشونة سطح ضوئي أو أية أجهزة قياس ضوئية أخرى لكي تعمل في بيئات صناعية قاسية لتجنب، مثلاً جزيئات الغبار على العناصر الضوئية. وهذا ليس ممكناً دائماً. عادة ما يزود العميل الذي يشتري جهاز القياس الضوئي بتعليمات عن كيفية إدارة مهام التنظيف النموذجية للعناصر الضوئية. ومع ذلك، قد يتطلب جهاز القياس لفحص سنوي أو لفحص متكرر أكثر كثافة من قبل الشخص المُخَوّل.

يعني الانعكاس المنتظم أن زاوية السقوط و زاوية انعكاس لأشعة الليزر القادمة هي نفسها. وبالإضافة إلى ذلك، يجب أن تكون الأشعة الساقطة والمنعكسة والعمودي على السطح في المستوي نفسه. للنظر بعد ذلك للانعكاس المنتظم عن السطح الخشن وفقا للشكل رقم (٤,٤) تسقط موجة مستوية من الليزر على السطح. يؤدي ذلك إلى تشتت الضوء نظراً لخشونة السطح، مما يعني أنه سيظهر تشتت للضوء بالإضافة إلى الإنعكاس البراق للضوء والذي سينتشر في نصف كرة. رسمنا في الشكل رقم (٤,٤) شعاعين ضوئيين متاخمين لها توخياً للتبسيط. بسبب خشونة السطح، أي الارتفاع Z، سيكون هناك فرق مسار ضوئي بين الشعاعين، والذي يحسب من المثلثات من العلاقة:

$$\Delta s = 2z \sin\theta \qquad (٤,٩)$$

حيث θ زاوية السقوط، تساوي زاوية الانعكاس. يمكن مجددا حساب فرق المسار الضوئي بمساعدة فرق الطور. وهكذا نستطيع الكتابة



الشكل رقم (٤,٤) انعكاس منتظم لشعاعين ضوئيين ليزريين متجاورين من على سطح خشن.

$$\Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda} 2z \sin\theta, \quad (٤,١٠)$$

حيث λ هو الطول الموجي لليزر. يتداخل الشعاعان المتجاوران ومجالهما الناتج بعد الانعكاس، شريطة أن تحافظ الأشعة على أشكال موجتها المستوية

$$\overline{E} = \overline{E}_O e^{i(\overline{k}.\overline{r}-wt)} + \overline{E}_O e^{i(\overline{k}.\overline{r}-wt+\Delta\phi)}, \quad (٤,١١)$$

حيث $\overline{E}_O$هو سعة المجال الكهربائي، و $\overline{k}$ هو العامل الموجي، و $\overline{r}$ هو العامل المكاني و ω هو التردد الزاوي للإشعاع الليزري الأحادي اللون و t يشير إلى الزمن. نحصل من (٤,١١) على علاقة مفيدة (نموذجية للتداخل)، وهي تحديداً شدة الضوء (I) التي تتناسب مع

$$I = \left|\overline{E}\right|^2 = \overline{E}.\overline{E}^* = 2\left|\overline{E}_o\right|(1+\cos\Delta\phi). \quad (٤,١٢)$$

من المعادلة (٤,١٢) يمكننا أن نستنتج أن أقصى شدة يتم الحصول عليها عندما يتحقق الشرط $\Delta\phi = 0$ ، أي في حالة السطح الأملس تماما، بينما يتم الحصول على الحد الأدنى للشدة عندما $\phi = \Delta\pi$. وهذا الشرط الأخير يعني أن السطح خشن تماما. ومن

المؤسف و بسبب أن نموذجنا النوعي البسيط الذي تضمن دالة جيب التمام الدورية، يتم الحصول على الحد الأقصى للتداخل من أجل الأعداد الصحيحة لـ 2π. بالطبع مثل هذه الحالة لامعنى لها عملياً. و من ثم فإن السؤال عن كيفية بناء جهاز بحيث يكون نطاق العمل أقل دائماً من الحد الأعلى لزاوية الطور والتي هي π. هناك إمكانيتان لإيجاد مثل مجال العمل هذا. يتعين على المرء أن يتذكر أن مجال خشونة سطوح الأجسام المستوية قد تكون معروفة مسبقاً من المواصفات الخاصة للمنتج الموصى بها من قبل الشركة المصنعة. هذا يوفر أُطرا لمحددات القياس للجهاز. نستنتج من (٤,١٠) أن زاوية الطور تتناقص سواء في ما لو جعلنا الطول الموجي لليزر يزداد أو أن زاوية السقوط تزداد. يكون الطول الموجي لليزرات الرخيصة من وجهة النظر التقنية عادة ثابتاً ؛ لذلك تكون أسهل طريقة بالتأثير على زاوية السقوط.

فيما يلي سنتعامل مع النموذج الشائع لبيكمان وسبيزيتشينو *Beckmann and Spizzichino* [47] الذي استخدم خاصة في قياس خشونة سطح المعادن، وقدم سيلو *Cielo* [49] إنجازه في صناعة المعادن. يستند النموذج بشدة على إحصاءات خشونة السطح الغاوسي. الافتراضات هي أننا نتعامل مع موصل مثالي وأن توزع ارتفاع السطح و دالة الترابط التلقائي تتبع التوزع الطبيعي و انحناء السطح أكبر بكثير من الطول الموجي للضوء. يمكن إيجاد استنتاج مطول إلى حد ما للنتيجة (٤,١٣) وذلك لسطح خشن ناتج عن عمليات عشوائية والذي يمكن الحصول عليه من كتاب بيكمان سبيزيتشينو *Beckmann and Spizzichino* (انظر أيضا [٥٠]) .

$$I = I_o e^{-\left(\frac{4\pi R_O \cos\theta}{\lambda}\right)^2} , \qquad (٤,١٣)$$

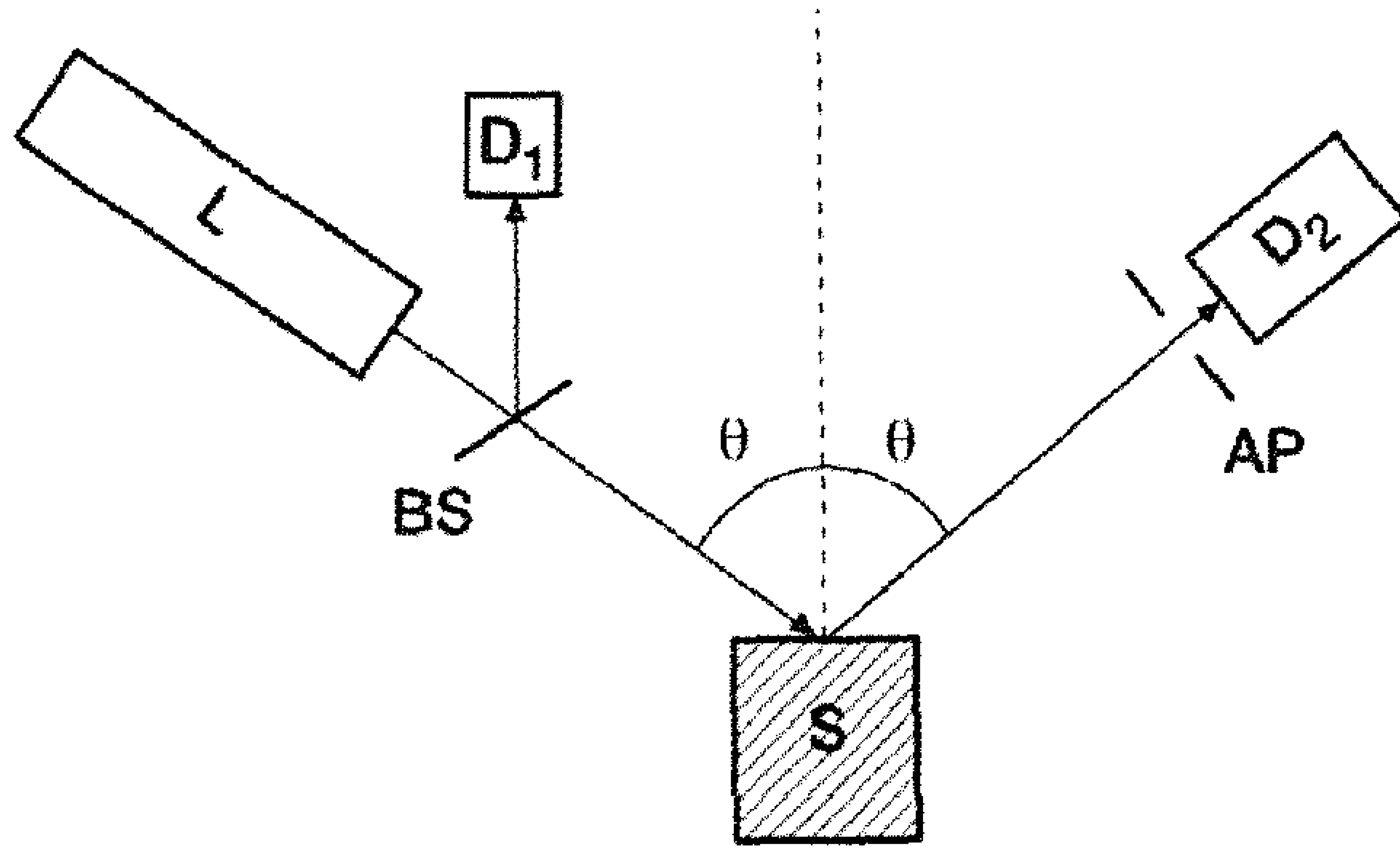
حيث يفترض أن السطح الأملس يعكس الضوء الساقط ١٠٠٪ تماما و I_o شدة شعاع الليزر الساقط. وفي الحالة العامة عندما تكون احتمالات توزع دالة خشونة السطح غير معروفة قد نعبر عن شدة الضوء المكتشفة بشكل رياضي بالدالة التابعة لـ

$$I = f(N, \theta, R_a) I_o, \quad (٤,١٤)$$

حيث N هو معامل الانكسار العقدي للوسط الحجمي و كذلك

$$|f(N, \theta, R_a)| < 1. \quad (٤,١٥)$$

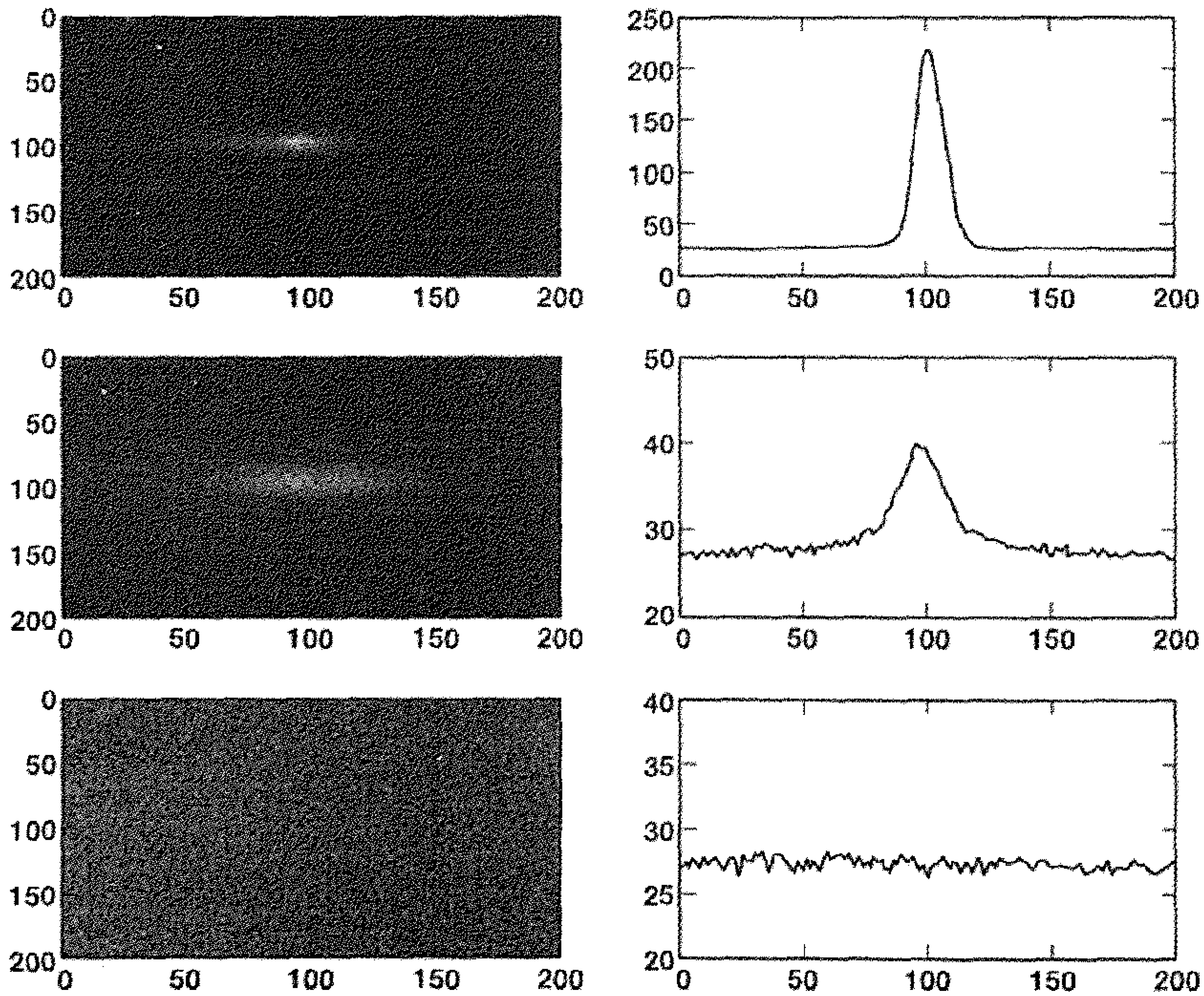
يبين الشكل رقم(٤,٥) رسماً تخطيطياً لنظام القياس. نحتاج لجزئ شعاع للإشارة المرجعية حتى يمكن أن نلغي تأخر الليزر في تحليل الإشارات بواسطة الكشف عن النسبة I/I_{ref}. لتقييم خشونة سطح ضوئياً ينبغي على المرء أن يرتب مسحاً تزامنياً لزوايا السقوط والانعكاس. وبالتالي يتطلب ذلك مقياس زوايا (جونيوميتر). سيكون مثل هذا الإجراء بمثابة مضيعة للوقت ، ويمكن أن يكون موقع الفحص قد مر بعيداً إذا كان نظام القياس وضع لرصد الهدف بشكل آني عن طريق الشبكة العنكبوتية (الانترنت).



الشكل رقم (٤,٥). نظام قياس لانعكاس منتظم لأشعة ليزر. L ليزر، D كاشف؛ S عينة؛ BS مقسم الشعاع و AP الفتحة.

ومن ثم فإن نمط المسح الزاوي هو ممكن فقط بالفحص من دون اتصال ضمن الشروط المخبرية المسيطر عليها. مع ذلك إذا كان متطلب الحصول على القيمة المطلقة للخشونة الدقيقة للسطح البصري هو محدد غير حرج ، عندها يمكن للمرء ضبط معدل زاوية

السقوط ورصد نسبة الشدة لتقييم زيادة أو نقصان خشونة السطح الضوئي. من الممكن إيجاد مثلاً ، كشف حدود خشونة السطح المطلوب لمنتج مستو باستخدام شعاع ليزري أو أكثر تعمل بزوايا سقوط مختلفة ، وذلك بملاحظة أن بقعة الليزر كبيرة نسبيا على السطح قرب مكان السقوط ، وذلك لأن الحساس يكامل خشونة السطح لمنطقة مثل هذه. لذلك نحصل على تقدير للخشونة السطحية الوسطية. ويمكن أن يكون كاشف نظام القياس ديود ضوئي إلى جانب فتحة انعكاس التشتت ، أو أن يكون كاميرا CCD. تمكّن الحالة الأخيرة، من أن نسجل نموذج للانعكاس الزاوي. و تتوفر بالتالي معلومات متزامنة عن الانعكاس المنتظم والانعكاس المشتت في شكل هندسة محدد. نُبين في الشكل رقم (٤,٦) مثالاً عن تطوير الانعكاس المنتظم من خلات النشا المضغوط كدالة لزاوية السقوط وذلك باستخدام CCD الكاميرا ككاشف.

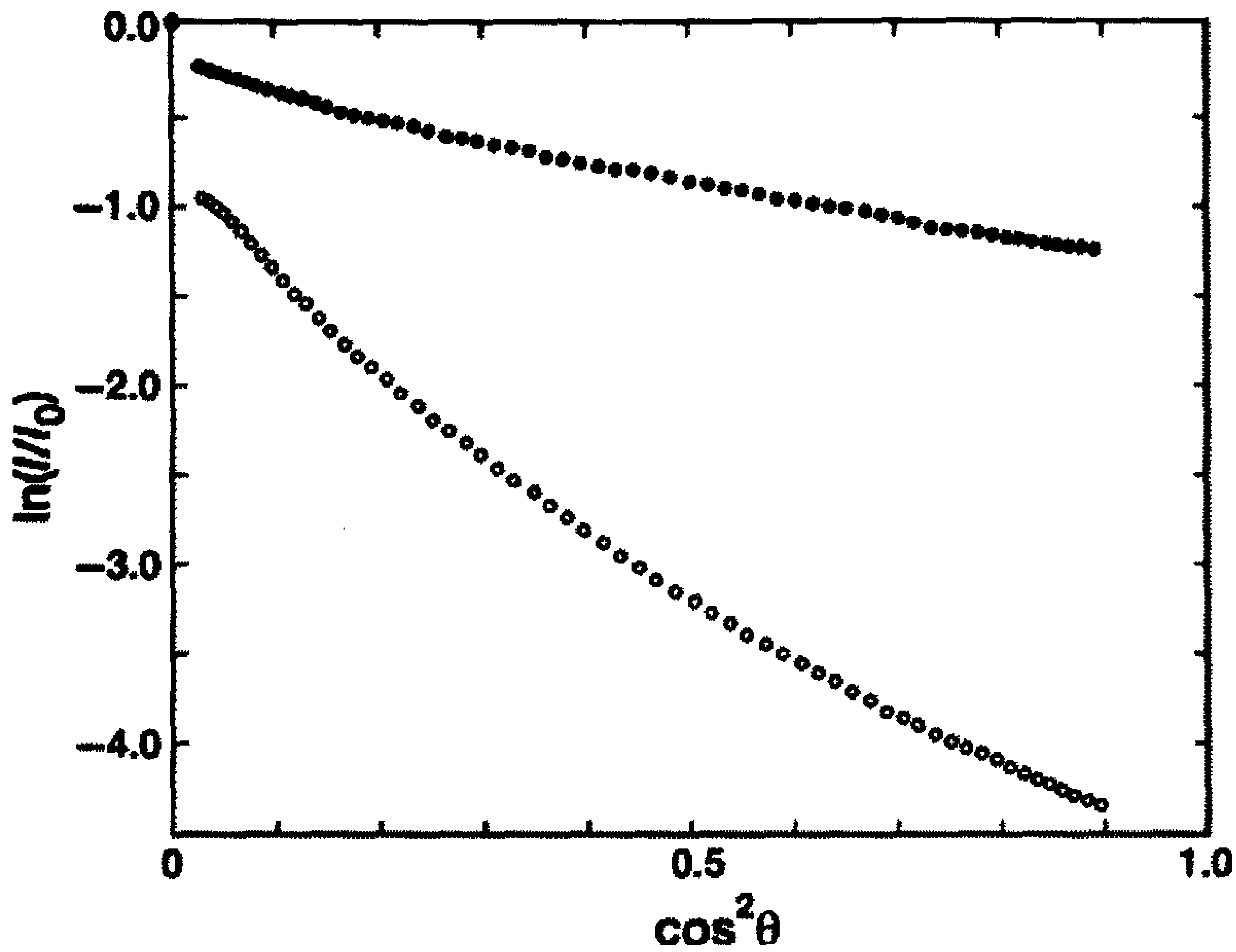


الشكل رقم(٤,٦) تطوير نمط الانعكاس البرّاق من خلات النشا المدمجة. صورة نموذج الانعكاس (يسار) وتوزيع شدة الضوء المقابلة (يمين) على طول الخط [51]

نلاحظ أنه يظهر من الصور في الشكل رقم (٤,٦) نموذج منقط لزاوية سقوط منخفضة نسبيا ، بينما يصبح الانعكاس البراق قوياً نسبيا من أجل زاوية سقوط مرتفعة نسبياً.

يأخذ الدواء شكل قرص في كثير من الأحيان ، و تؤثر مسامية وخشونة سطح القرص على معدل إطلاق مادة الدواء في التركيب الخليوي للمادة مثل خلات النشا. و التي لها أهمية حاسمة في علاج بعض الأمراض. لتوفير الجرعات الصحيحة ولمعرفة معدل إطلاق وامتصاص محتوى العقاقير. يُغلَّف القرص كإجراء إضافي ، ويمكن استخدام الغلاف لحالات عملية مختلفة ، كالتحكم بإطلاق العقار من القرص أو لحماية العقار من البيئة الحمضية للمعدة. من الممكن تقييم خشونة سطح القرص مع أو بدون غلاف باستخدام تقنيات القياس الضوئية. الغاية من مثل هذا الفحص هو مساعدة صانعي الأقراص على تحسين نوعية الأقراص. ورغم أن الجهاز المذكور أعلاه يعتمد على استخدام ضوء وحيد اللون إلا أن الخصائص الطيفية للمعدن أو غيره من الأوساط المادية يجب أن تكون معروفة ، خاصة إذا كان أحدهم يريد قياس خشونة أسطح مواد مختلفة. وهذا أمر مهم في معايرة نظام قياس الخشونة المطلقة للسطح.

نعرض في الشكل رقم(٤,٧) مثالاً على بيانات المقياس الزاوي لمكبسين صفائحيين فولاذيين ، وذلك لواحد مستخدم وآخر غير مستخدم. تستخدم مثل هذه المكابس في صناعة الأدوية لتصنيع الأقراص. يظهر لوغاريتم معدل شدة التعرض كدالة في $\cos\theta 2$ ، يشير المنحنى العلوي إلى أن خشونة سطح المكبس غير المستخدم أقل من تلك للمستخدم.



الشكل رقم (٤,٧) إشارة للانعكاس البراق لشعاع الليزر من مكبس مستعمل (المنحنى السفلي) و مكبس مسطح جديد (المنحني العلوي) مستخدم في صناعة الأدوية [52]

وعادة ما يتم رفض استخدام المكبس المستعمل أو أنه يخضع لتجديد سطحه بعد فترة انتهاء الصلاحية. واحد من أعراض انخفاض جودة المكبس هو التصاق مسحوق الحبة على وجهه الضاغط. ومن الممكن تنظيف سطح المكبس بواسطة الملمعات الميكانيكية، أو باستخدام التذرية الليزرية. لاحظ أنه في قياس المقياس الزاوي أحد المؤشرات الذي يدل على نعومة السطح هو مستوى الإشارة كما في الشكل رقم (٤,٧) أيضا كيف أنه لاتزال زاوية قدوم صغيرة تعطي إشارة.

تؤدي زوايا القدوم الصغيرة في السطوح الخشنة إلى الحصول على إشارة مهملة والتي هي في الأساس ضجيج. يمكن أن تستخدم بيانات القياس الشكل رقم (٤,٧) أيضا للتقديرات الإحصائية لخشونة السطح. نستطيع أن نستنتج أن الإحصاءات السطحية لهذا السطح هي غاوسية تقريبا نظرا للبيانات الخطية المأخوذة من لوغاريتم

معدل الكثافة للمكبس غير المستخدم في الشكل رقم (٤,٧)، في حين أظهرت تغيرات في الإحصائية مقابل المكبس المستخدم بسبب اهترائه، وابتعدت عن إحصائيات خشونة السطح الجاوسي. نذكر أن الـ DOE يستخدم أيضا لفحص خشونة السطح سواء باعتبارها وحدة إسقاط الهدب [53]، أو كمحلل لموجة الضوء المتشتت، على سبيل المثال، من المعادن والورق والأقراص وغيرها [54].

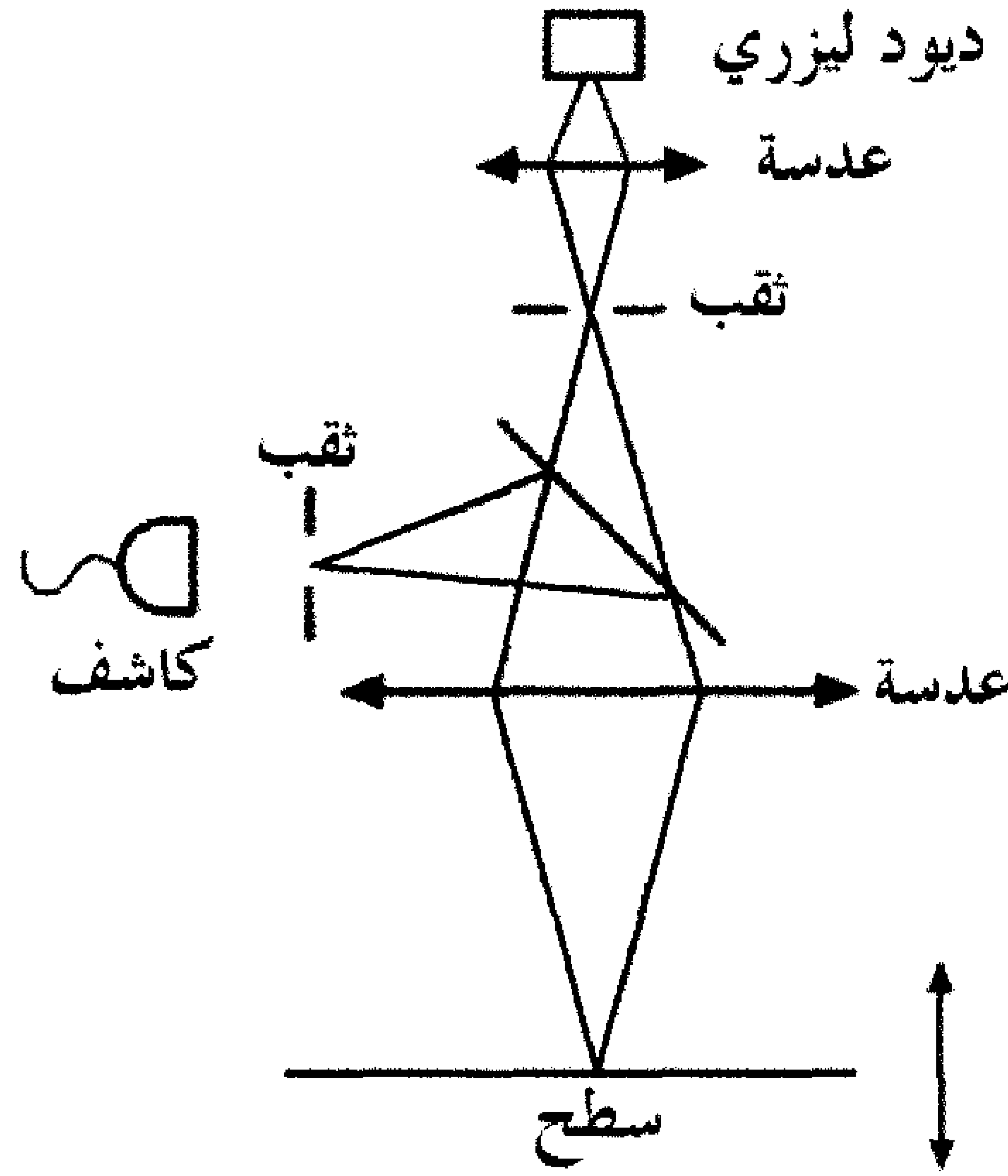
الاتجاه في المستقبل لاستخدام تقنية التحليل العملي (PAT) في مجال الصناعات الدوائية، وهي مسألة كانت مطبقة منذ فترة طويلة في بعض القطاعات الصناعية الأخرى. القضايا الهامة في مجال الصناعات الدوائية هي الأمن و الفحص المباشر في الوقت الحقيقي لحالة المواد الخشنة من دون تماس و نجاح العملية والمنتج النهائي. تتضمن تقنية القياس الضوئي استخدام الليزر كمصدر ضوئي والكاميرات CCD لتكوين معلومات مصورة و يُلَبّي تحليل رامان و تيراهرتز Raman- and terahertz الضوئي والطيفي معظم مطالب القياس، ولكن قبل ذلك يجب أن يتم إنجاز الكثير من العمل على الأقل كحل جزئي لتحقيق النجاح.

(٤,٤) قياس خشونة السطح باستخدام شعاع ليزري مُركَّز

Beam Measurement of Surface Roughness Using Focused Laser

هناك إنجازات مختلفة للأجهزة الضوئية لقياس السطح الجانبي باستخدام شعاع ليزري مركز كمجس. حالما يتم قياس السطح الجانبي، فإن مختلف المحددات الإحصائية لخشونة السطح يمكن حسابها من البيانات المقاسة. توفر مثل هذه البيانات الإحصائية من الجانب الصناعي معلومات هامة عن تاريخ جودة المنتج، و من الممكن أن تساعد في تحسين المحددات العملية إذا تم تركيب نظام موثوق للتغذية الراجعة. يكون مثل هذا الإجراء عملي خصوصا عندما يتم تنظيم عملية فحص سليمة للمنتج وجودته آنياً.

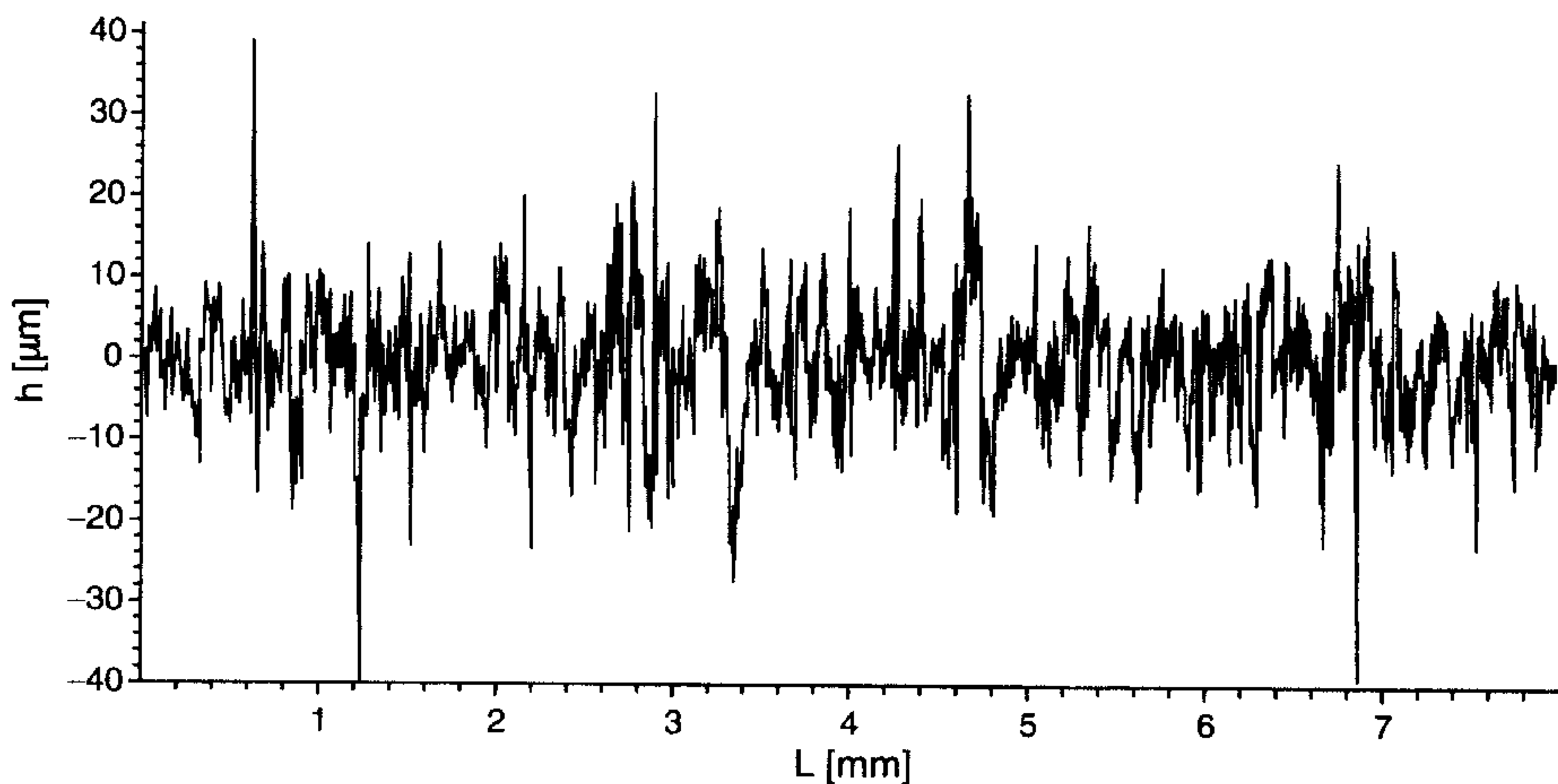
نتدارس هنا قياس المظهر السطحي باستخدام مقياس المظهر الجانبي الليزري باستخدام مقياس متحد البؤرة والتثليث الليزري تتضمن كل من هاتين الطريقتين عادة مسح خط دقيق وفحص صورة البقعة الليزرية على سطح المنتج. ويعرَّف التمايز الجانبي بواسطة خصر شعاع الليزر ويكون عادة بين ١ و١٠ميكرومتر .يجب أن يكون مقياس الشكل على السطح أكبر من خصر الشعاع. يُعرض في الشكل رقم (٤,٨) رسم تخطيطي لمبدأ قياس متحد البؤرة للسطح الجانبي.



الشكل رقم (٤,٨). مبدأ مقياس الشكل الجانبي الليزري profilometer .

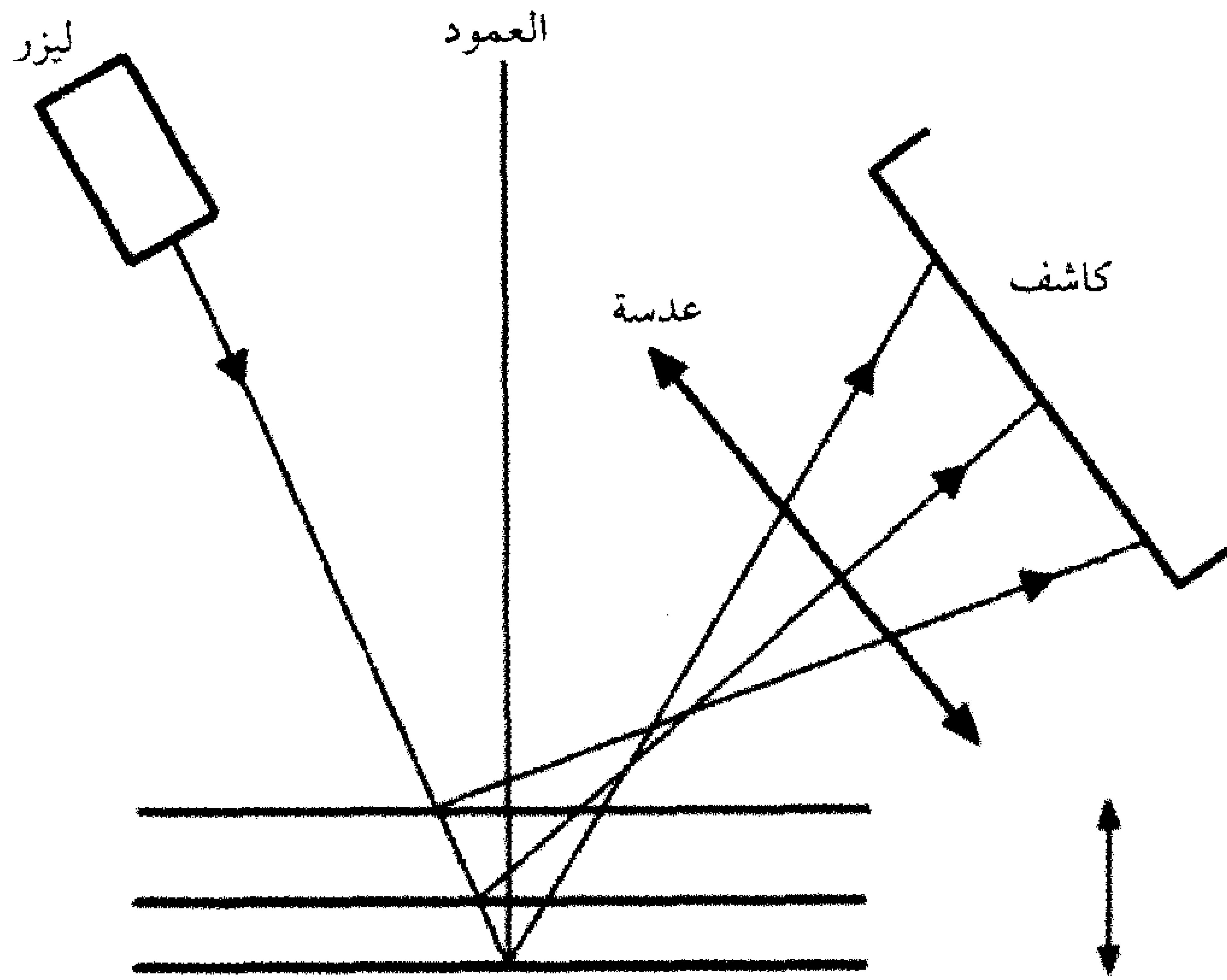
تسقط حزمة الليزر بشكل متعامد مع السطح. المصدر الضوئي عبارة عن ديود ليزري مستقر. يركز الشعاع الخارج باستخدام نظام عدسة موضح في الشكل رقم (٤,٨) يمسح الشعاع المركز في الاتجاه العمودي. يتم الحصول على الحد الأقصى لشدة الضوء مرة عند تزامن "القمة" أو "القاع" مع نقطة بؤرة العدسة السفلى. في الحالة التي

يكون فيها الضوء الساقط على الكاشف الضوئي خارج التركيز فإن شدة الضوء تتناقص بشدة نظراً لحجب ثقب الدبوس. للقيام السريع نحتاج إلى تردد قياس عال وإلى سرعة مسح ضوئية عالية في الاتجاه العمودي. يُظْهر الشكل رقم (٤,٩) الشكل الجانبي لسطح نموذجي لمنتجات من الفولاذ بواسطة مقياس الشكل الجانبي الليزري.



الشكل رقم (٤,٩). الشكل الجانبي السطحي لعينة من الفولاذ سجلها قلم ليزري.

يبين الشكل رقم (٤,١٠) مبدأ جهاز التثليث الليزري. يتم اختيار الشكل الهندسي للقياس بحيث يسقط شعاع خرج الديود الليزري بشكل مائل. مع ذلك، يتم الحصول على بقعة صغيرة من شعاع المجس فقط إذا كانت زاوية السقوط قريبة من سقوط الضوء العمودي، وهذا هو المفضل في جهاز التصوير للحصول على دقة أفضل في الكشف عن موقع البقعة الضوئية في مستوى التصوير.



الشكل رقم (٤,١٠). مبدأ جهاز التثليث الليزري. اتجاه الشعاع الخفيف بعد الانعكاس يعتمد على تموج السطح (الموصوفة هنا كخط مستقيم).

يكون الكاشف إما كاشف حساس الموقع، والذي هوسريع، أو أنه CCD كاميرا أبطأ. تتحرك البقعة الضوئية عند مستوى الصورة وفقا لتباين الارتفاع للشكل الجانبي للسطح. عندما تتم معرفة الشكل الهندسي للنظام يمكن الحصول على شكل السطح الجانبي بتطبيق علم المثلثات. كما أنه من الأهمية بمكان الكشف عن شدة ضوء عالية. وبالتالي فإن خصائص السطح الطيفية مهمة بالتأكيد. تفضل الأسطح ذات العاكسية العالية. الاستشعار عن بعد ممكن بتجهيز الأجهزة بالبصريات المناسبة. للتشغيل الآني عن طريق شبكة الإنترنت، مثلاً يمكن توثيق مستمر لتاريخ خط خشونة سطح المنتج عند اللف البارد، على سبيل المثال يمكن التنبؤ بتغيير الأسطوانة باستخدام جهاز التثليث. يكون التنفيذ الأسهل بتثبيت موقع رأس القياس على الشريط المعدني، وبالتالي يمكن الحصول على معلومات الشكل الجانبي السطحية على طول خط ما، أو

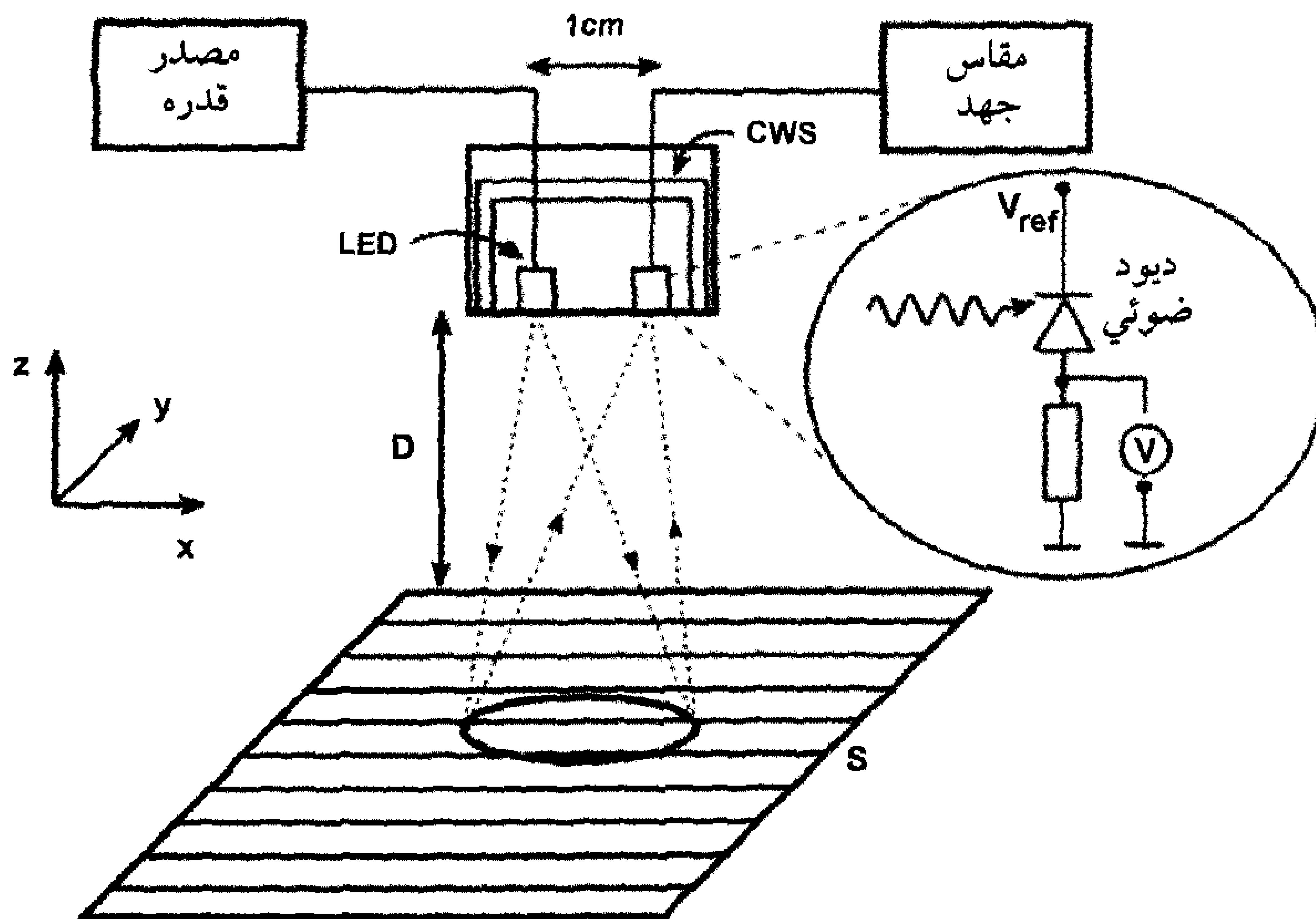
بينما يجري الشريط على طول اتجاه الآلة، إذا كان يوجد جهازا استشعار أو أكثر، على طول الخطين. يمكن الحصول على صورة أفضل لخشونة السطح باستخدام جهاز الماسح الضوئي الذي يمسح الشريط على عرض اتجاه الآلة. تشغيل الجهاز الكامل بالزمن الحقيقي غير ممكن في الوقت الراهن ولا يمكن للمرء الحصول عموما على كامل خشونة سطح السير بالأجهزة الموصَّفة أعلاه. وهكذا لا يزال الطلب جاريا لأجهزة أكثر كفاءة لقياس خشونة سطح ما. ومع ذلك فإن مفتشي الجودة في الصناعة سعداء عادة حتى ولو بصورة متقطعة لخشونة السطح والتي يتم الحصول عليها من أجهزة القياس التجارية الأوتوماتيكية التي تراقب حالة المنتج.

(٤,٥) حساس الاقتراب ذو الترابط التلقائي المنخفض لمراقبة الخشونة السطحية

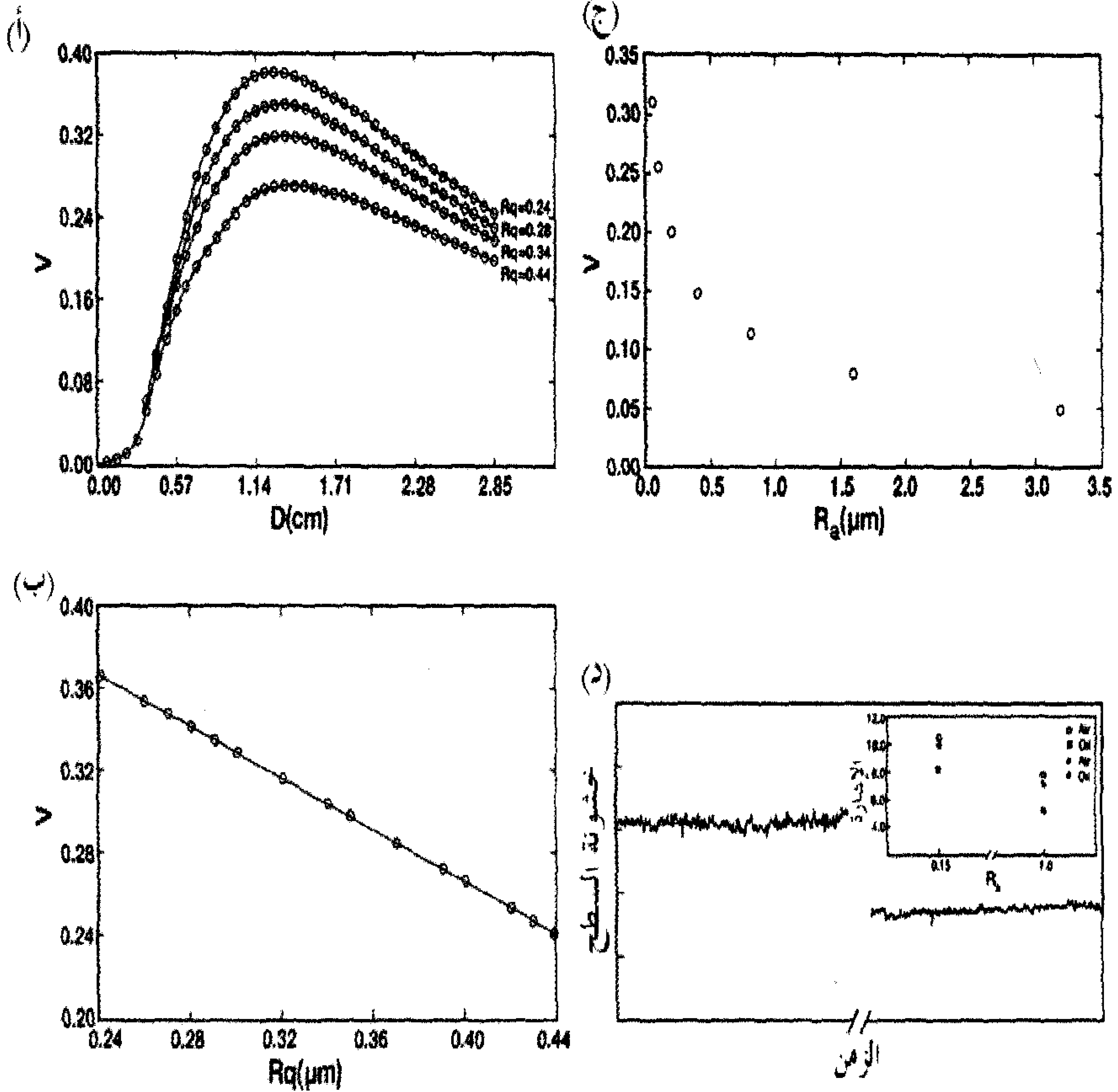
Monitoring Roughness Coherent Proximity Sensor for Surface Low

في الواقع يمكن تقدير خشونة سطح وخاصة تغيراته باستخدام حساسات تقريبية بسيطة ورخيصة. يعرض الشكل رقم (٤,١١) مثالاً على هذا الجهاز [55]. مصدر الضوء في هذا الحساس عبارة عن ديود باعث للضوء LED يعمل بطول موجي ٩٤١ نانومتر مع عرض نطاق طيفي حوالي ٥٠ نانومترا. تعتمد إشارة الحساس على المسافة من السطح وعلى خشونة سطح الجسم. ويبين الشكل رقم (٤,١٢ أ) منحنيات لقيم فعالة مختلفة لخشونة سطح لعينات الألومنيوم المائية المدرفلة على البارد كدالة للمسافة المقاسة. ومن الواضح أنه يمكن الحصول على حساسية أفضل مقابل خشونة السطح بالقرب من القيمة القصوى للإشارة. تعرض في الشكل رقم (٤,١٢ ب) إشارة لرأس حساس يقع على مسافة ثابتة من السطح، وذلك لخشونة سطح عينات مختلفة من الألومنيوم، ويشير هذا الشكل إلى علاقة خطية ضمن نطاق خشونة سطح ضيق نسبياً. تميل الإشارة إلى أن تكون دالة غير خطية لمتوسط خشونة سطح في حالة خشونة سطح أوسع نطاقا. هذا مبين في الشكل رقم (٤,١٢ ج) لمعايير خشونة سطح نيكل مشكل

إلكترونياً وملفوف بشكل صفائحي flat-lapped. في الشكل رقم (٤,١٢ د) نظهر بيانات من القياس الآني (المباشر). سُجِّلت إشارات خشونة سطح عند جانب الجهة اليمنى بعد أن تم عمل ١٠٠ طن من الفولاذ المدلفن على البارد. وكانت سرعة خط الإنتاج مئات الأمتار في الدقيقة الواحدة. ومن الواضح أن خشونة سطح السير أصبحت أصغر في الحالة الأخيرة و التي يمكن رؤيتها إذا قارنا الإشارات على جانبي الجهة اليسرى و الجهة اليمنى مباشرة في الشكل رقم (٤,١٢ د). والسبب أن سطح الأسطوانة نفسها قد أصبح أكثر نعومة. عند إدراج الشكل رقم (٤,١٢ د) يتبين أنه لطبقة زيت الدرفلة فوق المعدن تأثير على الإشارة في حالة عينتين من الفولاذ لهما متوسط خشونة سطح مختلفة. يتم في عملية الدرفلة على البارد استغلال الزيت لتقليل الاحتكاك بين الأسطوانة والصفائح المعدنية. يتعين على المرء أخذ الحذر في حالة الحساسات الضوئية إذ يكون الزيت مزعجاً.



الشكل رقم (٤,١١). جهاز تحسس اقتراب يعتمد على ديود ضوئي , LED و نظام تبريد مائي ,CWS و سطح S.



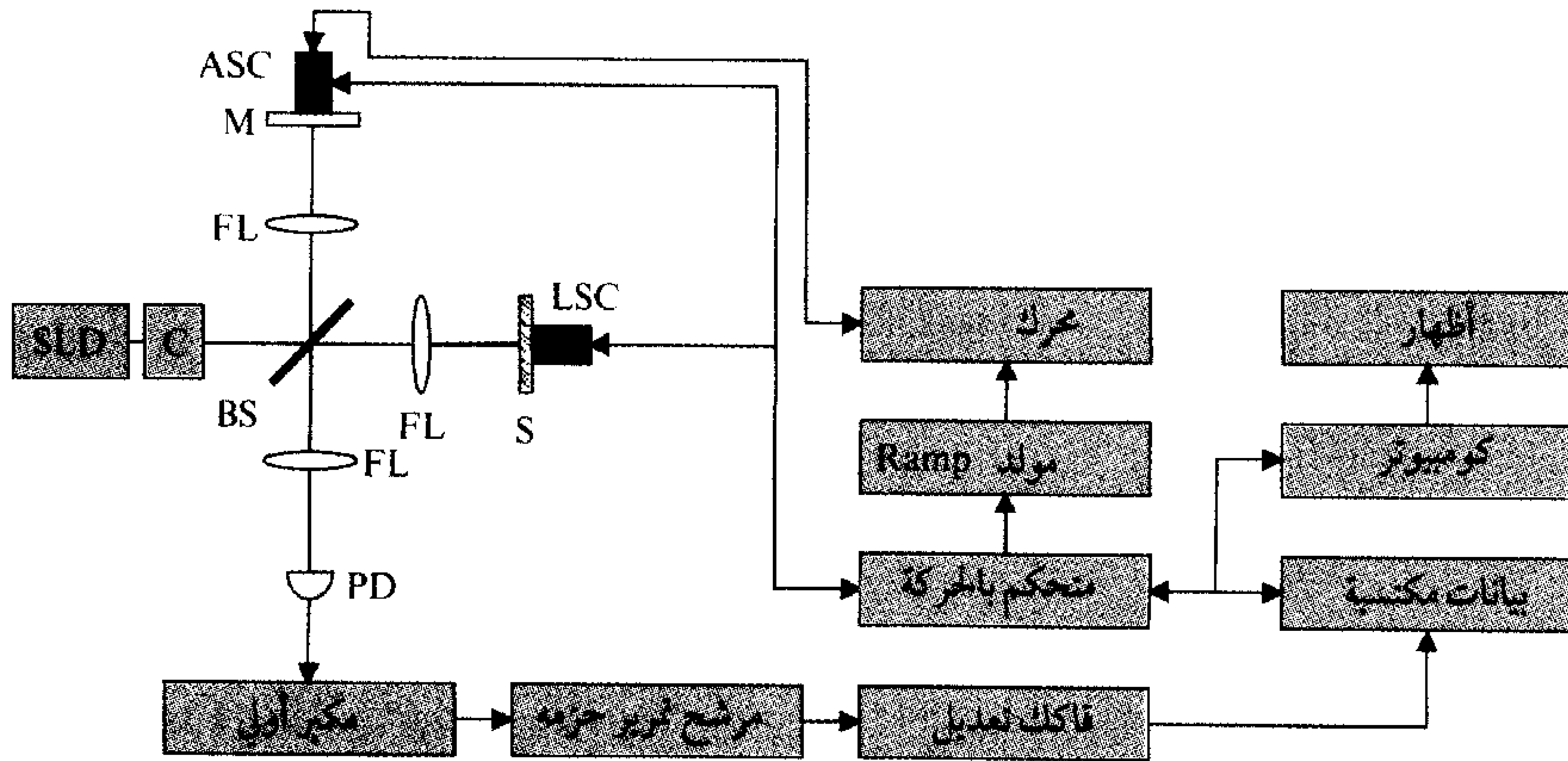
الشكل رقم (٤,١٢). (أ) و(ب) إشارات من أسطح ألمنيوم خشنة تم الحصول عليها من أجهزة تحسس الاقتراب، (ج) إشارة من معايير الخشونة السطحية للنيكل، و(د) الإشارات الآنية لجهاز درفلة الفولاذ على البارد تم الكشف عن مستوى منخفض للإشارة بعد درفلة على البارد لـ ١٠٠ طن من الفولاذ. في حالة إدراج (د) يتوضّح دور زيت الدرفلة على مقدار الإشارة.

عادة ما يتعين على المرء أن يولي انتباهاً عند تركيب المقياس في مكان ما بحيث يتم تقليل التشويشات الضوئية الخارجية الشاردة مثل الزيت والغبار في المصنع. الاهتزازات موجودة دائماً في الصفائح الفولاذية، لكن يمكن أن تلغى بالتصميم الميكانيكي للمقياس وتحاليل الإشارة.

(٤,٦) مقياس التداخل ذو الترابط التلقائي المنخفض كمقياس للشكل الجانبي للأوساط المسامية

Low Coherence Interferometer as a Surface Profilometer of Porous Media

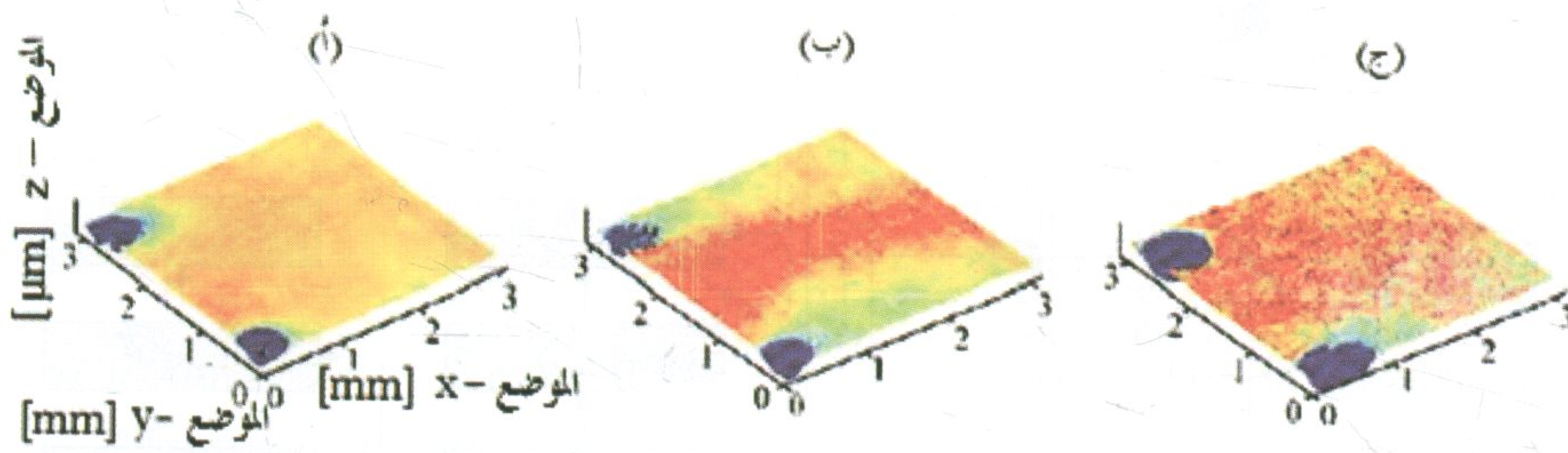
يوفر التصوير المقطعي بالترابط التلقائي الضوئي (OCT) وسيلة جيدة لقياس الشكل الجانبي لسطح عينات مسامية مثل الورق، أقراص دواء، الخ. يعتمد الجهاز العملي على مقياس تداخل منخفض الترابط والذي يظهر في الشكل رقم (٤,١٣). يكون مصدر الضوء عبارة عن ديود فائق الإضاءة ينتج أشعة تحت الحمراء وتبلغ ذروة قدرة انبعاثه العشرات من الـ mWs.



الشكل رقم (٤,١٣). الرسم التخطيطي الخاص من OCT لقياس خشونة سطح الورق.

يضيء الديود مقياس التداخل من نوع مايكلسون ذو تركيبة الفضاء الحر. يُقسَّم الشعاع المُفَرق من الديود الضوئي الفائق الإضاءة بالتساوي بواسطة مجزئ شعاع مكعب إلى ذراعي مقياس التداخل. يحتوي الذراع المرجعي على ماسح ضوئي محوري لإنتاج التعديل التداخلي. يمكن أن ينفذ المسح باستخدام محرك إضافي أو ماسح كهروضغطي.

يكون الجسم في ذراع القياس ويمكن للجسم أن يُمسَح، بتمايز يتراوح عادة بين ميكرومتر ١٠–٢٠ لقياس طوبوغرافيا السطح الثلاثية الأبعاد. عند استخدام OCT في النمط الأول لمقياس التداخل المنخفض الترابط (LCI) من الممكن استخدام الانعكاس الأول للعينة المسامية مقابل العمق. نرى في الشكل رقم (٤,١٤) خرائط تضاريسية تم الحصول عليها من ورق ناعم، وورق فائق النعومة – وورق الطباعة زيروكس، على التوالي. ولقد تم الحصول على متوسط خشونة سطح لدرجات الورق الثلاثة هذه، بالاستفادة من (٤,١) ومن المسح الضوئي لمنطقة ٣×٣ (ميليمتر)[٢].



الشكل رقم (٤,١٤). خرائط طبوغرافية من ورق التصوير زيروكس وورق SC، و الورق الناعم سُجِّلت بواسطة OCT. تم حفر ثقبين إبريين من أجل تحديد موضع العينات، اللذين يمكن تمييزهما من الصور. كانت متوسط خشونة السطح ١.٧٨ ميكرومتر (للورق الناعم) ٥.٤٠ ميكرومتر (للورق نوع SC) و ٧.٣٨ ميكرومتر (لورق التصوير Xerox).

من الواضح أن الـ OCT يوفر جهازاً جيداً للحصول على بيانات طبوغرافية من وسائط مسامية مثل الورق وأقراص الأدوية، الخ. كما وجد أن هذا الجهاز مفيد في فحص خشونة سطح الورق والطباعة [57، 56].

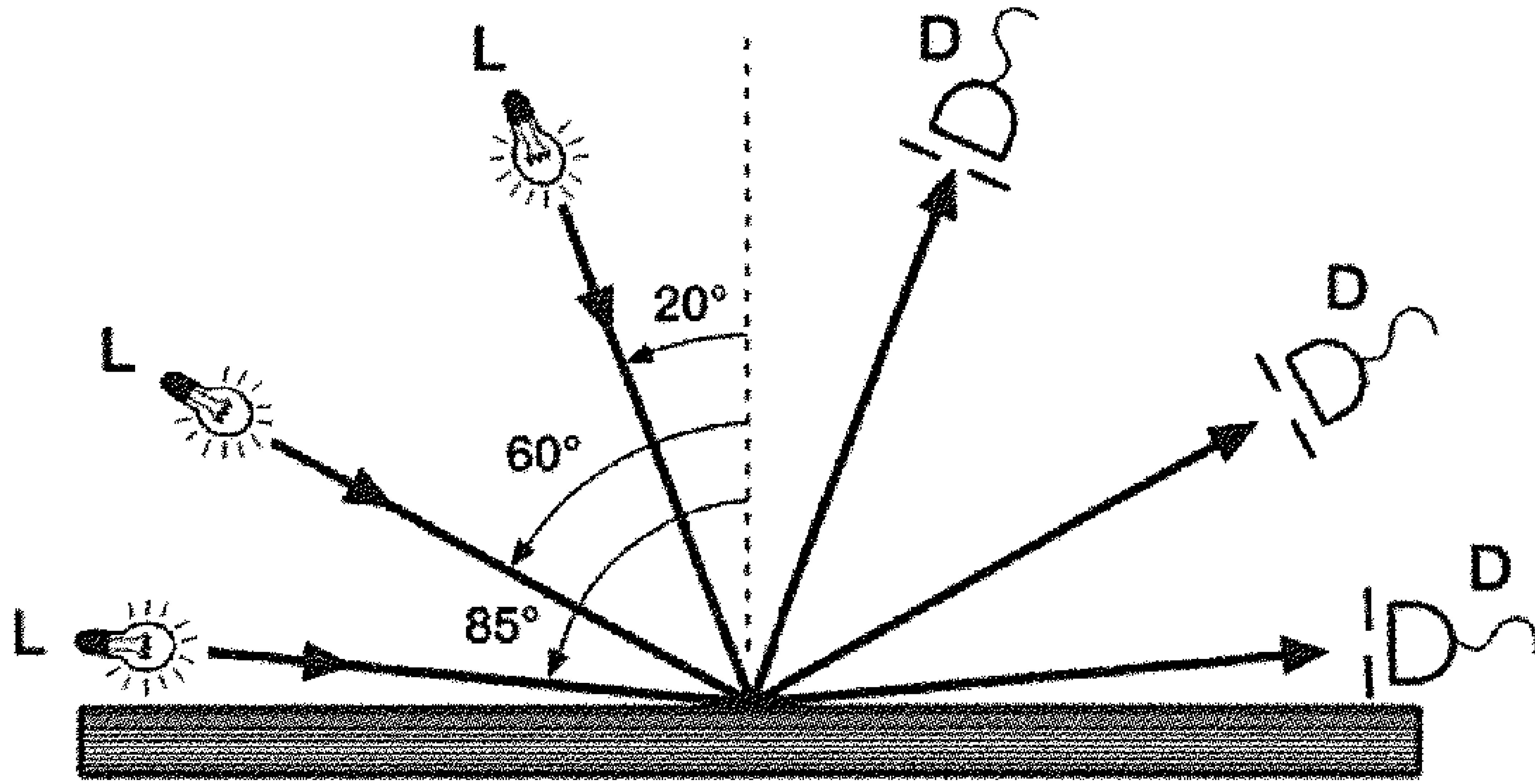
(٤,٧) اللمعان البرَّاق Specular Gloss

اللمعان خاصية هامة في الحالات التي يكون فيها الانطباع الجمالي مطلوبا من المنتج. وتقدر هذه الخواص فيما يتعلق بالعديد من المنتجات مثل الهواتف المحمولة والأواني، والرسم على الأنابيب، والسيارات، فقط على سبيل المثال لا الحصر. ومع ذلك، هناك حالات يكون فيها اللمعان المهمل هو الخاصية المطلوبة. يبدو أن فحص اللمعان يعتمد اعتماداً كبيرا على استجابة العين البشرية. يعتمد الإحساس باللمعان أيضا على خشونة السطح و بنية الجسم والخواص الطيفية له. من أجل الأوساط غير المسامية تكون شدة انعكاس الضوء من سطح الجسم أمرا حاسما كي يكون لامعاً أم لا. أما في حالة الأوساط المسامية عند تفسير قياس اللمعان فيجب أن يؤخذ في الاعتبار معظم التشتت. على الرغم من أن العين البشرية أداة ممتازة لقياس اللمعان إلا أنها غير كافية في قطاعات الصناعة، حيث تحظى أتمتة عمليات الإنتاج بتقدير كبير. كثيراً ما يستخدم مقياس اللمعان المباشر وغير المباشر للفحص الروتيني لسطح المنتج. نود أن نشير إلى أنه على الرغم من أن للبريق تأثيرا قويا على الإحساس البصري، فإن تعريف اللمعان يسري على كامل الطيف الكهرومغناطيسي. بمعنى أن البريق يمكن قياسه، مثلاً، إشعاع برتبة تيراهيرتز من جسم ما.

تم وصف المبادئ النظرية والقياسية وتقييم اللمعان في [58، 59]. أجريت أيضا مقارنة بين مقاييس اللمعان المختلفة في [60]. هناك أنواع مختلفة من اللمعان [58، 59]، مثل البريق العاكس، واللمعان المتباين، والبريق، وغياب اللمعان المشع، والتمايز بين اللمعان المنعكس، وغياب لمعان ملس السطح، ولكن سنركز هنا على اللمعان البرَّاق فقط، أي نسبة تدفق الإضاءة المنعكسة من الجسم بإتجاه العاكس إلى تدفق الإضاءة المنعكسة من اللمعان القياسي. سنعبّر عن اللمعان البرَّاق من الآن فصاعدا ببساطة

"باللمعان". تم توحيد قياس اللمعان، مثلاً، من قبل ASTM و ISO المنظمة الدولية لتوحيد المقاييس ولاختبار المواد. مبدأ القياس بسيط و يمكن توسيعه لجعل قياس اللمعان يتم بشكل آني on-line وغير آني off-line. يُضاء السطح غير اللامع أو اللامع باستخدام مصدر ضوئي أبيض وذلك بتجميع الأشعة بواسطة عدسة كما هو موضح في الشكل رقم (٤,١٥). يتم تجميع الضوء المنعكس بشكل منتظم بواسطة عدسة أخرى للكاشف الضوئي. يجب أن يكون الجسم مستوياً وفقاً للمعايير. يكون السطح المرجعي القياسي مُلَمَّعًا بدرجة عالية جداً، فالزجاج الملون الأسود له معامل انكسار ١٥٦٧. ينبغي إعطاء المعيار ١٠٠ وحدة اللمعان البراق (GU) لجميع الزوايا الساقطة، ولكن من حيث المبدأ في هذا التعريف لا يوجد حد أعلى للّمعان. عادة ما يستخدم مقياس اللمعان٢٠° أو ٤٦° أو ٦٠° أو ٧٥° أو ٨٥° كزاوية سقوط الضوء. تستخدم زاوية صغيرة في حالة الأجسام اللامعة بينما تستخدم زاوية كبيرة بالنسبة للأسطح غير اللامعة، على التوالي. على سبيل المثال، تستخدم زاوية سقوط مرتفعة في معامل ترقيق الورق في قياس لمعان ورق مصقول مغلف وغير مصقول. عادة ما يتم اختيار زاوية سقوط للسطح غير اللامع مختلفة عن زاوية سقوط السطح اللامع على الرغم من أنهما مصنوعان من المادة نفسها. من الواضح من الفقرات السابقة أن خشونة السطح، حسب التضاريس [61]، وسِمات اللمسات الأخيرة تميل إلى تشتيت الضوء الساقط على الجسم. لذلك فإن اللمعان يعتمد على هذه العوامل، إضافةً إلى الخصائص الطيفية للسطح، وبشكل أكثر دقة، على معامل الانكسار العقدي وتغيره المكاني. يعود إلى زاوية السقوط المائلة التي تستخدم في قياس اللمعان، والاستقطاب الضوئي الذي هو أيضا قضية. تتصرف المجالات الكهربائية المستقطبة p و s في الانعكاس الضوئي بطريقة مختلفة وفقا لمعادلات فرينل. إن استخدام معادلات فرينل

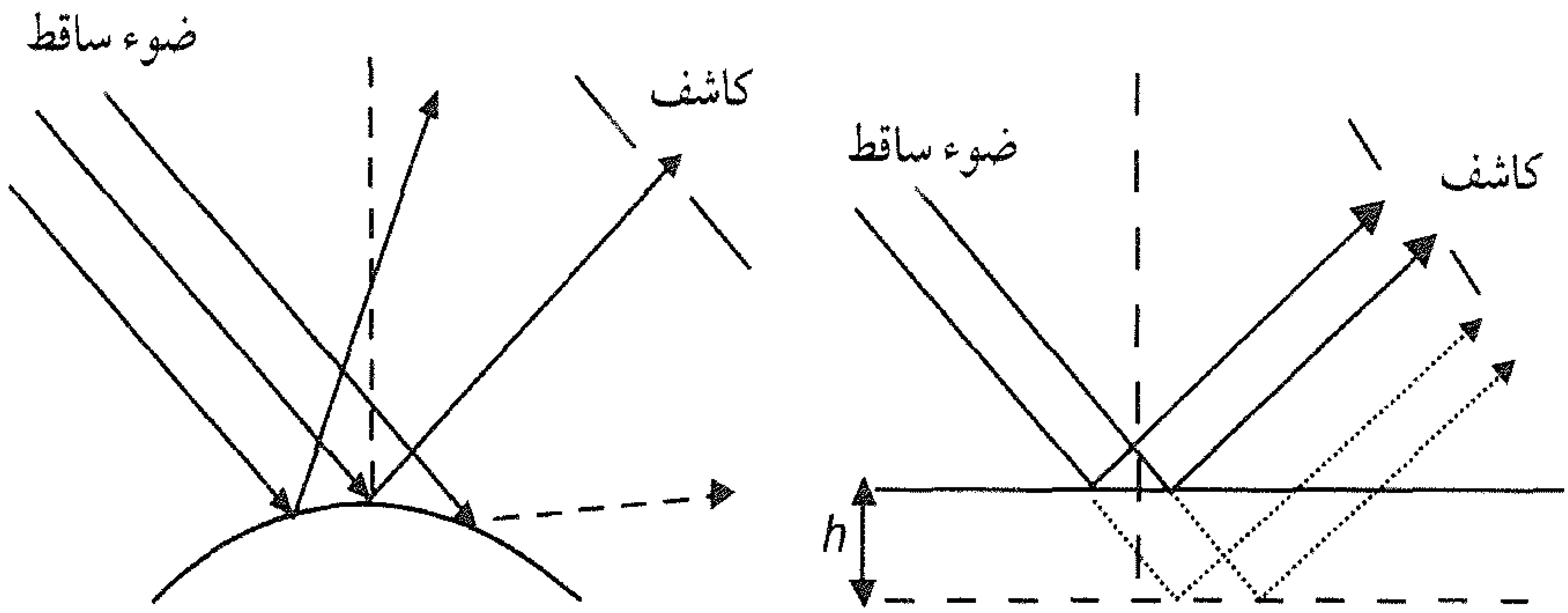
للأسطح الخام مشكوك بصحته فعلاً إلا أنها تعطي صورة نوعية لإدراك أن شدة الضوء المنعكس تعتمد على استقطاب الضوء الساقط وعلى زاوية السقوط ومعامل الانكسار العقدي للوسط. من الواضح أن انتشار الضوء من على السطح الخشن يتعرض أيضا إلى انعكاس مرآتي ولهذا السبب يحصل التشويش، أي، يحصل خطأ في قياس اللمعان. من الممكن أن يكون لسطحين مختلفين انعكاس مرآتي متماثل إلا أن الانعكاس المشتت لهما مختلف. مثل هذه الأسطح ممكن أن تفصل عن بعضها البعض بكشف الضوء المتشتت إما في زاوية واحدة أو في أكثر من زاوية مختلفة عن زاوية الانعكاس البرّاق. في مثل هذه الحالات نتحدث عن تباين اللمعان. على العكس من ذلك تكون معايير متطلبات لمعان الجسم المستوي مقيدة.



الشكل رقم (٤,١٥). مقياس اللمعان التقليدي. أوضِّحت أبعاد القياس النموذجية. L مصباح؛ وD كاشف.

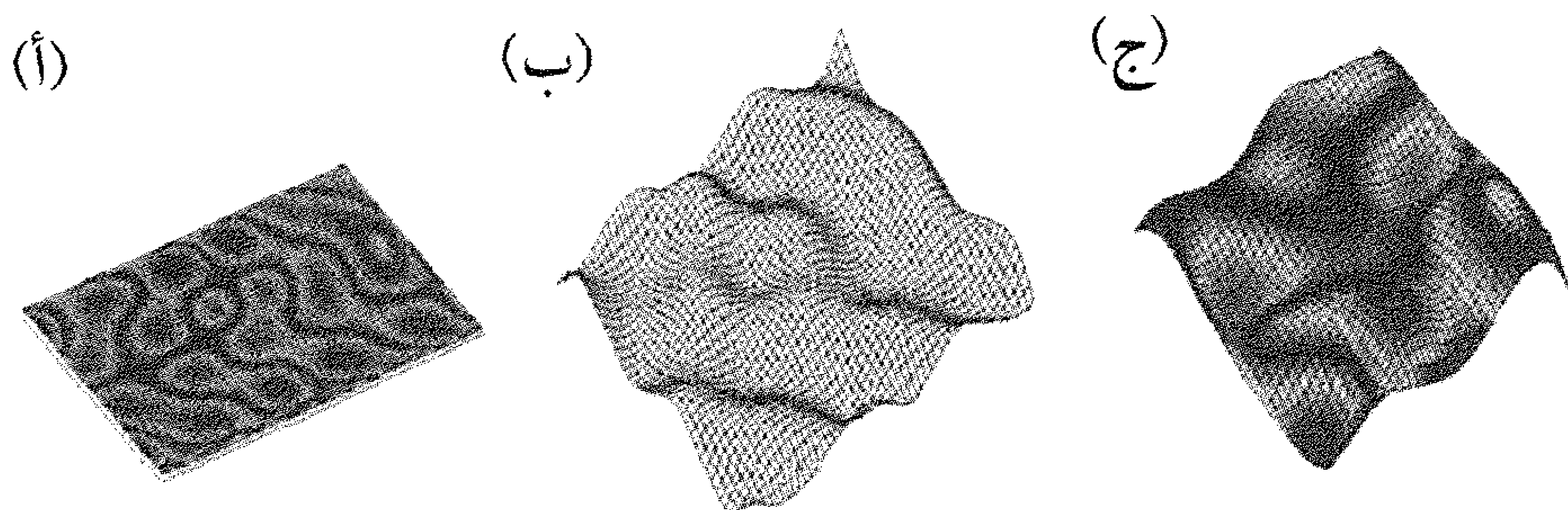
تكون منطقة فحص الضوء الساقط عادة كبيرة نسبيا في مقياس اللمعان التجاري. ولذلك، فإنه عادة ما يكون فحص الأسطح الصغيرة والمنحنية مشكلة. تتطلب معظم مقاييس اللمعان جهة اتصال (قد يتم الكشف عن لمعان الورق فائق

النعومة بدون لمس وعن بعد لحظياً في مصانع الورق باستخدام نظام المسح الضوئي) مع الجسم وبالتالي الأجسام الهشة هي خارج نطاق الفحص بمقاييس اللمعان هذه. وعادة ما تواجه الحركة الرأسية للشبكة مشكلة ،عندما يتعلق الأمر بالفحص المباشر اللحظي في عملية التصنيع حيث يتحرك موقع الشبكة. قمنا بتوضيح المشاكل المتعلقة بقياس اللمعان المرتبط بالحركة الرأسية للشبكة والجسم المنحنى في الشكل رقم (٤,١٦).



الشكل رقم (٤,١٦). إشكالية الأجسام في الكشف التقليدي عن اللمعان. جسم منحني (يسار) و الحركة الرأسية للشبكة (على اليمين).

بيَّنا في الشكل رقم (٤,١٧) المشاكل المرتبطة بتباين اللمعان الموضعي. تكمن أهمية اللمعان الموضعي، على سبيل المثال، في فهم أفضل لمحددات الإنتاج وفي بحث وتطوير R & D جودة المنتج. على سبيل المثال، إذا أخذنا بعين الاعتبار نوعية الطباعة على الورق و ما لكثافة وتبقع لمعان الضوء الساقط من أهمية بالنسبة للهدف من طباعة صور أفضل على الكتب والمجلات في المطابع ثم بتبادل الرأي والتشاور عن دور الخصائص البصرية وخشونة السطح مع القراء المهتمين ببريق الطباعة [62، 63]. يمكن التغلب جزئيا على الأقل على مشاكل مقاييس اللمعان التقليدية باستخدام مقياس لمعان يعتمد عنصرا ضوئيا حيوديا، الذي سيتم وصفه في الفقرة (٤,٨).



الشكل رقم (٤,١٧). التغير المكاني (أ) معامل الانكسار ، و (ب) الخشونة السطحية، و (ج) معامل الإنكسار والخشونة السطحية معاً يجعلان تفسير اللمعان الموضعي مشكلة.

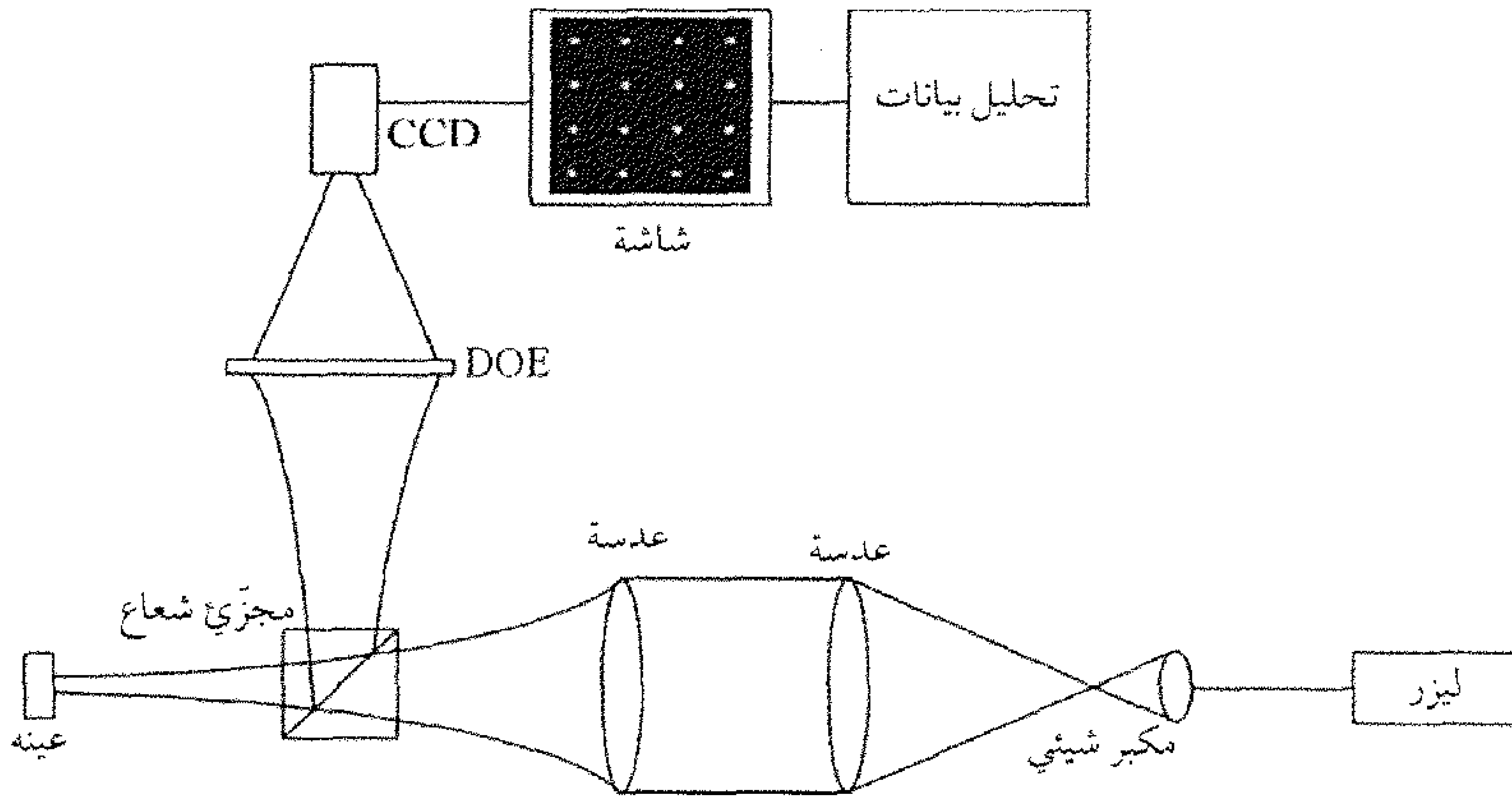
(٤,٨) عنصر ضوئي حيودي يرتكز على مقياس اللّمعان
Diffractive Optical Element Based Glossmeter

اعتبار أننا غالباً ما نقوم بفحص الأشياء بحيث يكون خط النظر على امتداد الخط العمودي على سطح قياس اللمعان عند زاوية كبيرة جداً لسقوط الضوء هو إلى حد ما صناعي. يعود السبب في ارتفاع قياس زاوية اللمعان إلى كون إشارة الانعكاس البراق منخفضة نوعا ما، ولا سيما على الأسطح غير اللامعة والخشنة والمسامية. وهي أيضا سيئة لقياس اللمعان عند السقوط المائل، ولكن نظراً لاختلاف إنهاءات السطح، يتطلب السقوط من زوايا مختلفة على الرغم من التعامل مع المواد نفسها. وبالتالي، قد يكون من الصعب مقارنة لمعان نفس المواد ذات خشونة سطح مختلفة. وأحد الحلول لهذه المشكلة يكون بقياس الانعكاس المرآتي عند سقوط الضوء عمودياً.

جهاز القياس الواعد عنصر ضوئي حيودي يعتمد على مقياس اللمعان Diffractive optical element based glossmeter (DOG) [64]. يبين الشكل رقم (٤,١٨) رسماً تخطيطياً خاصاً بنظام القياس. ينتمي هذا الجهاز إلى فئة الرؤية الآلية. أما مصدر

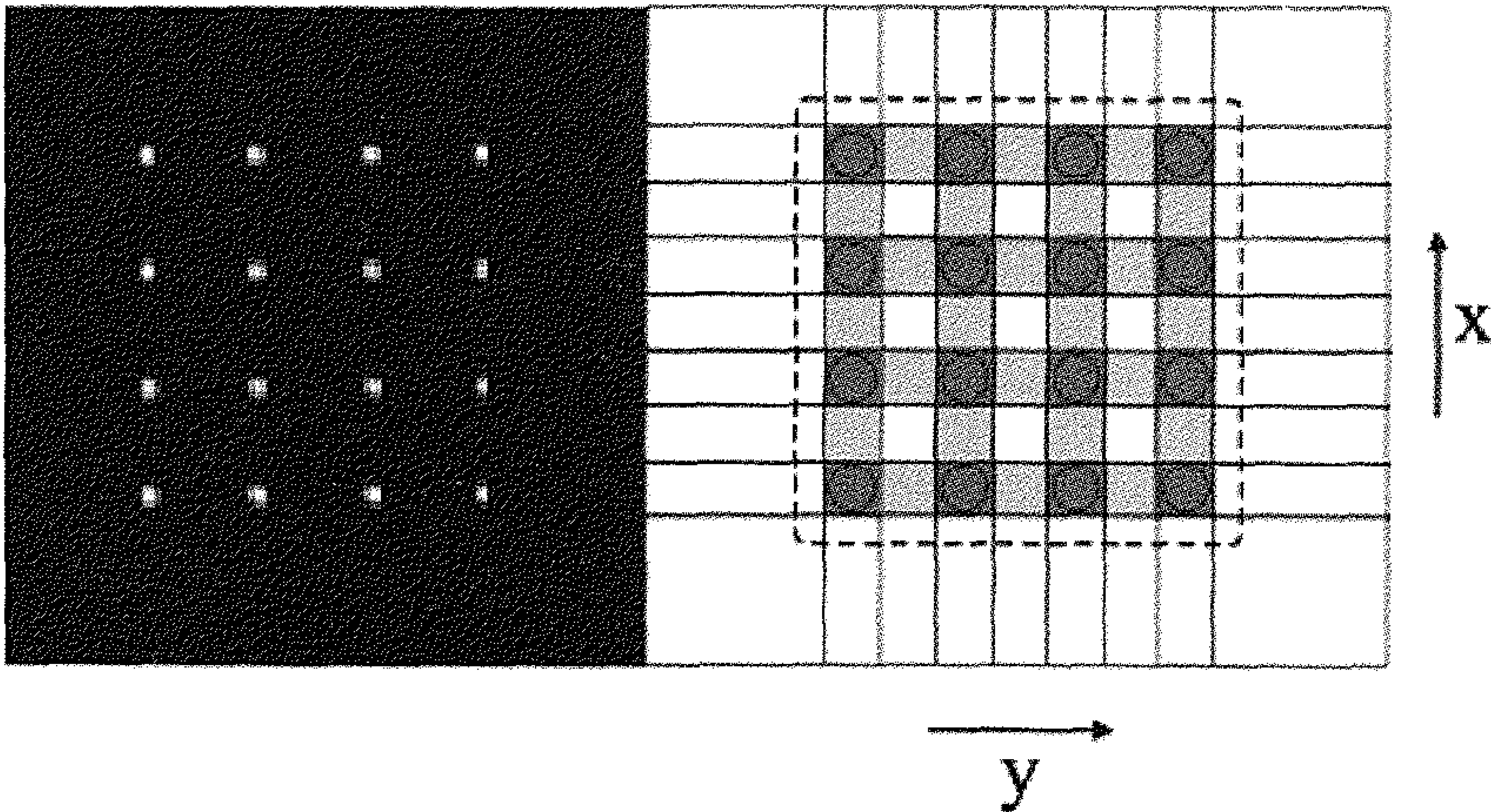
الضوء فهو ليزر هيليوم نيون HeNe أو ليزر أشباه الموصلات. من الممكن قياس اللمعان الموضعي وتغيراته من أجسام صغيرة ومنحنية بتركيز شعاع الليزر وتوجيهه. استخدم في الفقرة (٣,٢) الـ DOE كوحدة إسقاط. وظيفته هنا مختلفة، حيث إنه يُستخدم كمحلل للضوء المشتت. شُوِّهَتْ هنا جبهة الموجه الساقطة نظراً لخشونة السطح. ومع ذلك، الـ DOE هو حساس لسعة وطوِّر المجال المُشَتَتْ والذي يعيد بناء الهولوغرام ذي المنشأ الحاسوبي. قمنا بمقارنة اللمعان الذي تم الحصول عليه من جهاز قياس الـ (DOG) مع الذي تم الحصول عليه من مقياس اللمعان التجاري التقليدي للأسطح المسطحة فوجدنا علاقة مثالية تقريباً بين مقياسي اللمعان لمواد مختلفة. وهذا يثير الدهشة لأن مقياس اللمعان التقليدي يستخدم مصدرا ضوئيا أبيض في حين يعتمد جهاز قياس الـ (DOG) على استخدام شعاع ليزر مترابط أحادي اللون. المثير للاهتمام أن نلاحظ أن الانعكاس المرآتي هو الأضعف في حالات السقوط العمودي، ومع ذلك فإن الـ (DOG) هو حساس عند هندسة القياس هذه، و يمكن أن يستخدم من الناحية العملية، لجميع أنواع الأسطح، بما في ذلك الأسطح الناعمة جداً، مثل الأسطح النانوكاربونية. لمثل هذا القياس الهندسي أيضا مزايا أخرى مثل أنه أتاح إمكانية محدودة للحركة الرأسية للمنتج وأن يلعب استقطاب الضوء الساقط دوراً مهملاً.

يعرف اللمعان في حالة جهاز قياس الـ (DOG) بمساعدة بيانات الصورة المبينة في الشكل رقم (٤,١٩) وتحسب الكثافة المحصلة لنموذج الصورة داخل المنطقة، والتي مُيِّزت بخط متقطع في الشكل رقم (٤,١٩) على النحو التالي:



الشكل رقم (٤,١٨). مقياس لمعان يعتمد عنصر ضوئي حيودي.

$$I = \frac{1}{nm} \sum_{i=1}^{n} \sum_{j=1}^{m} I_{i,j}, \quad (٤,١٦)$$



الشكل رقم(٤,١٩). بيانات صورة من الـ (DOG) تستخدم في تحليل اللمعان.

حيث n وm أبعاد صورة الـ DOE ، و $I_{i,j}$ كثافة الصورة في (i,j) عنصر لمصفوفة الكاشف لكاميرا الـ CCD. يتم تعريف اللمعان كما يلي :

$$G = \frac{I_S}{I_R} \times 100, \quad (٤,١٧)$$

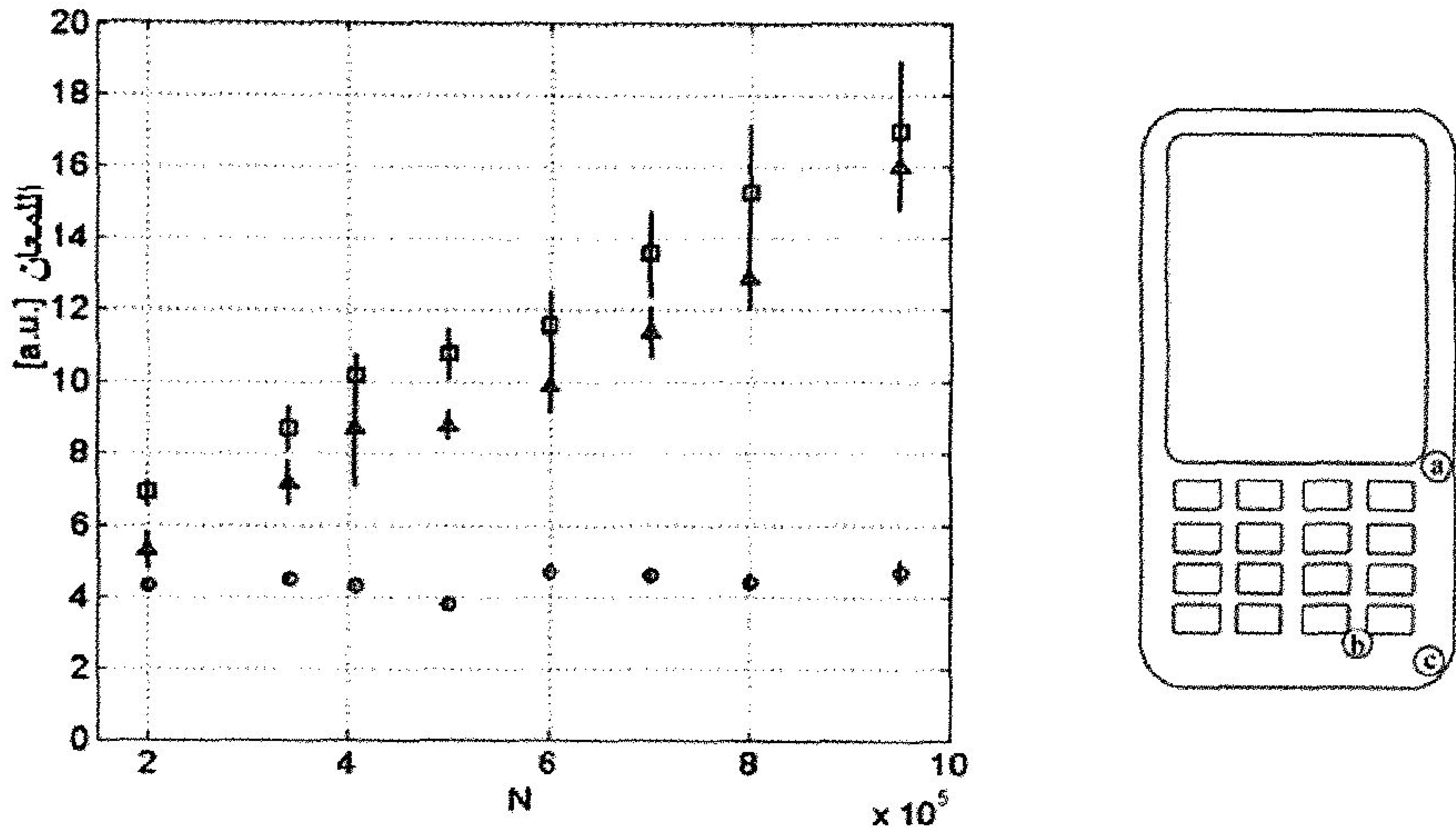
يتم قياس I_s و I_R من العينة والمرجع والذي هو مرآة عالية الجودة أو مقياس اللمعان التجاري. القياس العملي لسطح غير منتظم، كاتجاه علامات الإنهاء، هو رؤية مصفوفة من ١٦ بقعة ضوئية تعطى بالعلاقة :

$$V = \frac{I_{Max} - I_{Min}}{I_{Max} + I_{Min}} \quad (٤,١٨)$$

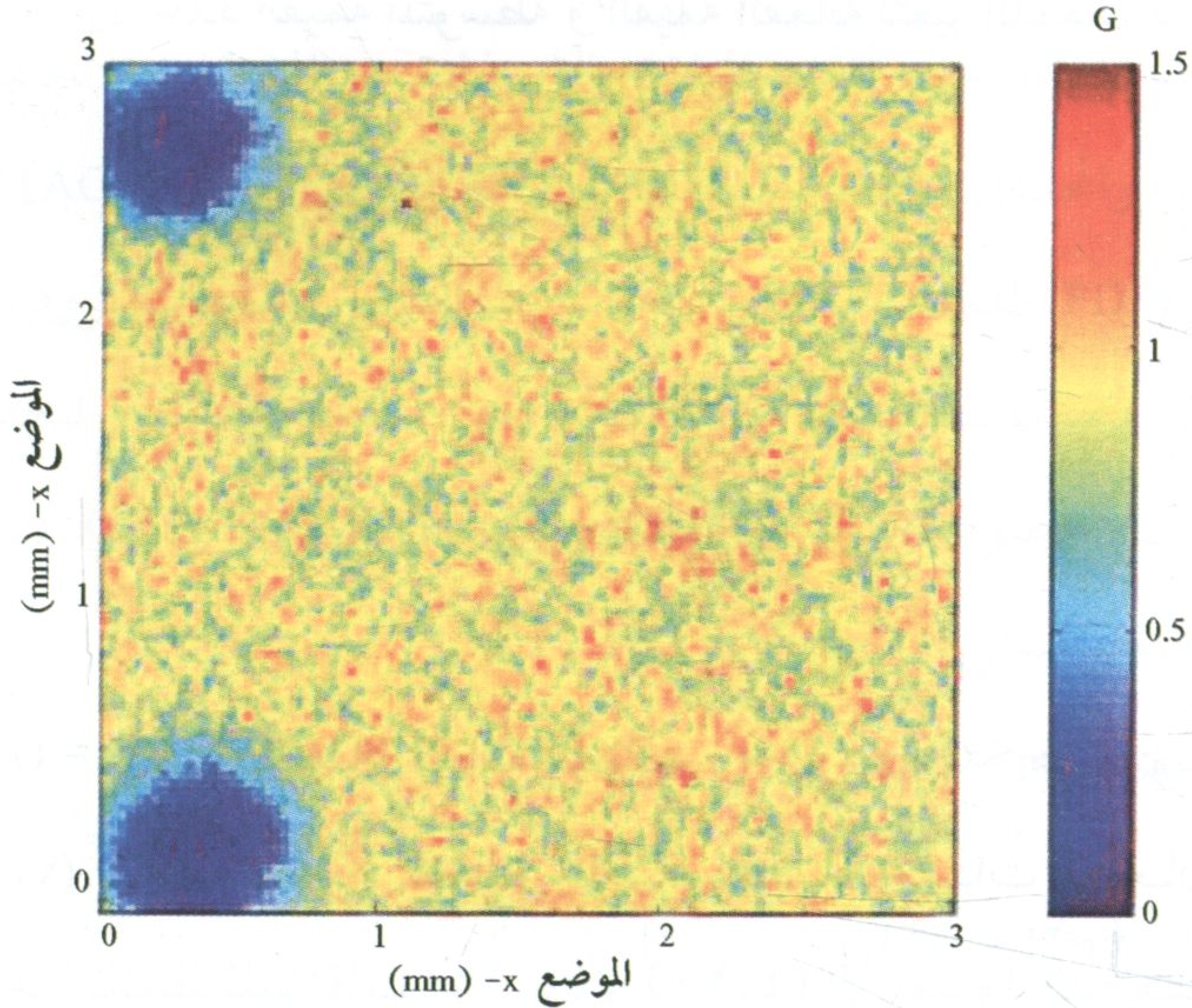
حيث I_{Max} يعني متوسط القيم العظمى لـ ١٦قمة و I_{Min} هي متوسط القيم الصغرى بين القمم. يتم الحصول على رؤية في كلا الاتجاهين x و y.

يبين الشكل رقم (٤,٢ يمين) قالب حقن لمنتج بلاستيكي أسود مصنوع من أكريلونيتريل- بوتادين- الستايرين acrylonitrile-butadiene-styrene (ABS) في خليط متعدد الكربونات polycarbonate (PC)، تم قياس اللمعان في ثلاثة مواقع أ، انتشار ؛ و ب لامع ؛ و ج نصف لامع. تغير خشونة السطح الموضعية كان بسبب اهتراء الأداة، والذي يتزايد كدالة لدورة عمل الأداة. مقدار انخماص شعاع الليزر كان ٣٠ ميكرومتر وقد استخدمت مرحلة مسح المواقع أ و ب و ج. و وفقاً للبيانات، المبينة في الشكل رقم (٤,٢٠ يسار)، يمكن أن تسجل علاقة خطية بين انخفاض خشونة السطح (اهتراء الأداة) ولمعان المنتجات البلاستيكية التي تم التقاطها في مراحل مختلفة من عملية الإنتاج.

طُبِّق الـ (DOG) أيضا في مجال فحص السيراميك اللامع المصقول، مثل المناطق الداخلية لأكواب القهوة، نظراً لاهتراء أدوات المادة بسبب غسالة الأواني. ولأن الـ (DOG) يقدم معلومات عن اللمعان الموضعي بواسطة مسح الليزر للعينة، كخريطة ثنائية الأبعاد للمعان يبين الشكل رقم (٤,٢١) مثال لعمل خريطة كهذه لعينة من الورق.



الشكل رقم (٤,٢٠). تطور لمعان منتجات بلاستيكية كدالة لدورة عمل أداة اللدائن. الموقع أ (دائرة)، والموقع ب (مثلث) والموقع ج (مربع).



الشكل رقم (٤,٢١). خريطة لمعان مرمزة لونياً لعينة ورقية. النماذج الدائرية في الزوايا اليسرى عبارة عن ثقوب إبرية يمكن أن تستخدم في تحديد مواقع العينة. الاختلاف الموضعي للمعان في هذا الشكل هو بسبب خشونة السطح الموضعية ومعامل انكسار الورق.

الفحص بواسطة الـ (DOG) للمعادن، والتي تم إنتاجها من سبائك فولاذ مختلفة و بعمليات إنهاء مختلفة والتي تستخدم في صب القوالب البلاستيكية، تم اختبارها بهدف الحصول على جودة للسطح أفضل أعلى من معايير الأسطح. و كان هذا ناجحاً، ويمكن أيضا اكتشاف معلومات حول عدم انتظام العلامات السطحية [65].

(٤,٩) المحددات الإحصائية لتقييم اللمعان

Statistical Parameters for Gloss Assessment

قدّمنا في الفقرة ٤-٨ طريقة المسح النقطي للمعان البرّاق باستخدام الـ (DOG) سنبين بعد هذا كيف يمكن تحليل البيانات (DOG) باستخدام النماذج الإحصائية المماثلة لتلك والتي كنا قد استخدمناها بالفعل لوصف خشونة السطح. ونتابع التعاريف المقدمة في [66]. أولاً نحدد القيمة المتوسطة و القيمة الفعالة لتغير اللمعان كما يلي:

$$G_a = \frac{1}{A}\iint_A \left| G(x,y) - \langle G(x,y) \rangle \right| dxdy, \qquad (٤,١٩)$$

و

$$G_q = \left\{ \frac{1}{A}\iint_A \left[G(x,y) - \langle G(x,y) \rangle \right]^2 dxdy \right\}^{1/2}, \qquad (٤,٢٠)$$

حيث G = G (x,y) هو اللمعان كدالة للموقع و< G (x, y)> هو متوسط اللمعان بطريقة أن G (x، y) أدنى تغيير و كحالة خاصة، تحديداً محددات اللمعان على طول خط مستقيم هي تبسيط للعلاقات (٤,١٩) و (٤,٢٠) إلى بعد واحد. بعد ذلك يمكننا تعريف ميل محددات اللمعان باستخدام مفهوم المشتقات الجزئية على النحو التالي:

$$G_{a,x} = \frac{1}{A}\iint_{A}\left|\frac{\partial G(x,y)}{\partial x} - \frac{\partial \langle G(x,y)\rangle}{\partial x} dxdy\right|,$$

(٤,٢١)

$$G_{a,y} = \frac{1}{A}\iint_{A}\left|\frac{\partial G(x,y)}{\partial y} - \frac{\partial \langle G(x,y)\rangle}{\partial y} dxdy\right|,$$

$$G_{q,x} = \left\{\frac{1}{A}\iint_{A}\left[\frac{\partial G(x,y)}{\partial x} - \frac{\partial \langle G(x,y)\rangle}{\partial x}\right]^2 dxdy\right\}^{1/2},$$

(٤,٢٢)

$$G_{q,y} = \left\{\frac{1}{A}\iint_{A}\left[\frac{\partial G(x,y)}{\partial y} - \frac{\partial \langle G(x,y)\rangle}{\partial y}\right]^2 dxdy\right\}^{1/2},$$

في الحالة العامة يجب تحديد الميلان بالاستفادة من المشتقات الاتجاهية باستخدام مفهوم التدرج. والمحددات الأخرى المفيدة هي دالة الترابط التلقائي (AC)، ودالة كثافة طيف القدرة (PDF) للمعان. تكميم دالة الترابط الذاتي لتشابهات بروفيل اللمعان في الاتجاه الجانبي، بينما تصف الـ PDF الناتجة عن المعامل التربيعي لتحويل فورييه، تغيرات اللمعان، خصوصا تواترها في مستوى التردد المكاني (f_2 ،f_1). يتم تعريف هذه الدوال على النحو التالي:

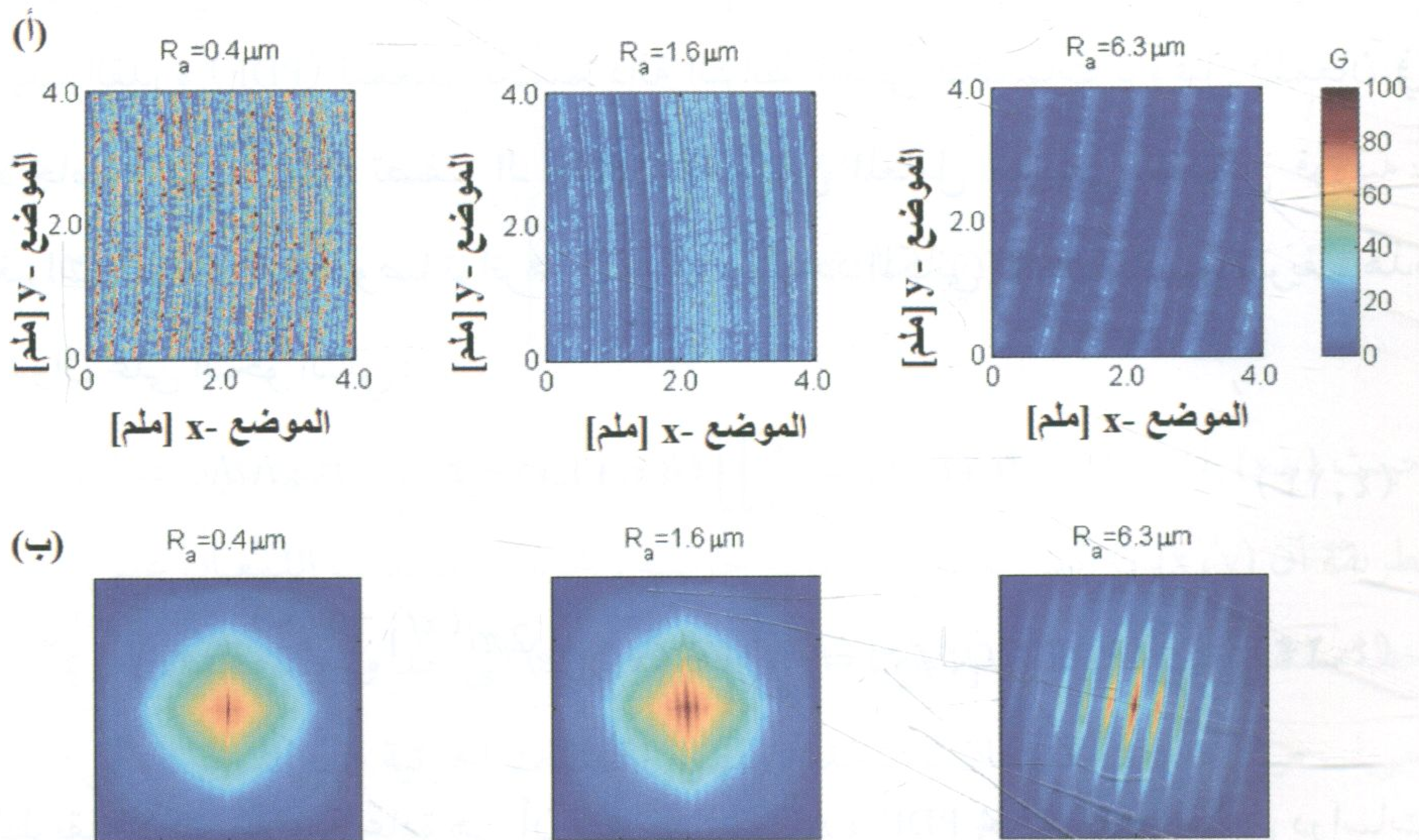
(٤,٢٣) $$AC(\tau_1,\tau_2) = \frac{1}{A}\iint_{A} G(x,y)z(x+\tau_1, y+\tau_2)dxdy,$$

(٤,٢٤) $$\text{PDF}\ (f_1, f_2) = \frac{1}{A}\left|\iint_{A} G(x,y)e^{2\pi i(xf_1 + yf_2)} dxdy\right|^2.$$

الطريقة الأكثر ملاءمة عادة هي أن يتم حساب AC و PDF بحالة بعد واحد في دراسات خشونة سطح. وهكذا وبطريقة مماثلة طول الترابط الذاتي للمعان، l = AC(0)/10

يُعرَّف على أنّه مقياس تماثل الشكل الجانبي للّمعان أحادي البعد لنفسه. يتم الحصول على الشكل الجانبي للّمعان بأخذ عينات منفصلة ولكن بنقاط بيانية متساوية البعد. وهكذا يتعين على المرء في تحليل البيانات أن يستخدم تقديرات تقريبية للمحددات المذكورة أعلاه باستبدال التكاملات المتضمنة بالمجاميع المقابلة.

وعلى الرغم من التشابه بين تعريفات محددات الخشونة واللمعان السطحي، إلا أن هناك اختلافات حاسمة. يتوقف اللمعان ليس فقط على خشونة سطح وبنية وسمات الإنهاء، والتي هي نتيجة للمعالجة السطحية، بل أيضا على معامل الانكسار العقدي للوسط. أبرزنا في الشكل رقم (٤,١٧) أنواعاً مختلفة من السطوح حيث تم توضيح تعقد عوامل المحددات الإحصائية للّمعان، المذكورة أعلاه، هي عامة وتشمل أيضا بنية سطحية معقدة. نظهر في الشكل رقم (٤,٢٢أ) خرائط اللّمعان لمعايير خشونة سطح المعادن (أسطح مفتولة) و في الشكل رقم (٤,٢٢ ب) نماذج الترابط الذاتي AC المقابل.



الشكل رقم (٤,٢٢). (أ). خرائط اللمعان من معايير السطح للمعادن، (ب) الترابط الذاتي.

الجدول رقم (٤,١). محددات اللمعان الإحصائية لمعايير الخشونة السطحية بعض المعادن.

	R_a= ٠,٤ ميكرومتر	R_a= ١,٦ ميكرومتر	R_a= ٦,٣ ميكرومتر
G_{mean}	٣٤,٨٥	١٧,٨٩	٥,٦٣
G_a	١٦,١٥	٨,٠٠	٢,٦١
G_q	٢٩,١٣	٩,٦٦	٣,٥٨
$G_{a,x}$	٧,٤٠	٣,٣٢	١,٠٨
$G_{a,y}$	٣,٩٧	١,٥٣	٠,٩٧
$G_{q,x}$	٩,٦٧	٤,٤٠	١,٥٦
$G_{q,y}$	٥,٣٨	٢,١١	١,٣٨

في الجدول رقم (٤,١) توجد محددات اللّمعان الإحصائية المحسوبة لهذه العينات. محددات اللّمعان الإحصائية تساعد في تقدير نجاح عملية إنهاء السطح، وكذلك جودته. ومن الواضح أن لتحليل اللّمعان الإحصائي تطبيقات في مختلف قطاعات الصناعة. ويمكن استخدام بيانات الشكل رقم (٤,٢٢) في تقدير الملامح المكانية للّمعان ولتبقع المنتجات. تواتر علامات الإنهاء واضحة من البيانات في الشكل رقم (٤,٢٢).

وفّر أوكسمان Oksman وآخرون حساساً [٦٧] ومحددات إحصائية [٦٨] لتقييم اللمعان التبايني، مما يحقق جنبا إلى جنب مع اللمعان البرّاق صورة أوسع حول الظاهرة التي تفهم على أنها "لمعان".

(٤,١٠) خلاصة ونتائج
Conclusions

كانت مُهمة فحص الجودة السطحية وستكون قضية في مختلف القطاعات الصناعية مثل المعادن، الورق، البلاستيك، الخ. لذكر بعض الأمثلة. يتضمن الفحص السطحي النموذجي هذه الأيام مسحاً استشعارياً نقطياً أو خطياً للمنتج. ولسوء الحظ، لا يقدم أسلوب القياس هذا معلومات شاملة عن المنتج ككل. ولذلك، تفضل في البيئات الصناعية الأنظمة التي يمكنها قياس سريع لمساحة كبيرة. وهناك قياسات تجرى و إلى الآن في المختبر، مثل لمعان الطباعة. وسيكون التوجه على سبيل المثال في حالة المطابع، لإمكانية فحص جودة الطباعة بشكل آني. هناك قضايا أخرى وهي الطباعة الديناميكية و تبقع الطباعة مع إعطاء تحاليل إحصائية كافية للبيانات المقاسة. التمكن من القيام بفحص تلقائي لخشونة سطح متموج ولمعان أجسام معقدة الشكل هو المهمة الأكثر صعوبة، مثل السطح الداخلي لفنجان القهوة، أو الأداة اللازمة لحقن قوالب الأغطية البلاستيكية للهواتف النقالة وملحقات السيارة. يمكن أن تواجه تقنيات القياس الضوئية غير التلامسية هذه التحديات، و لكن لتحقيق ذلك نحتاج بالتأكيد إلى بحث وتطوير مناسبين، و يرتبط ذلك بشكل تفضيلي بتأمين مقاييس متعددة القياس للأسواق.

الفصل الخامس

قياس المواضع والمسافات والإزاحة

Measurement of Positions, Distances, and Displacement

إن لطول حزمة الضوء (L، المسافة) والموضع (y، x) كثيراً من التطبيقات. إذ إن اشتقاق القيمة المستمرة للمسافة يعطي سرعة عنصر ما. يحدد قياس المسافة المستمر أيضا تغير البعد أو الإزاحة (ΔL) باتجاه المراقب. يمكن استخدام قياس إزاحة الشعاع العمودية (Δy) أو الإزاحة الأفقية (Δx) وزاوية الشعاع (α) أو الإزاحة الزاوية ($\Delta\alpha$) على النحو الوارد في الشكل رقم (٥,١).

يمكن استخدام الليزرات أو الديودات الضوئية (LED) كمصدر ضوئي بشكل فعال لقياس المسافة، أو الإزاحة، أو موضع عنصر ما. على وجه الخصوص، فإن قياس المسافة عن بعد (بشكل غير تلامسي) للوصول إلى هدف غير تعاوني هو على جانب كبير من الأهمية بالنسبة للعديد من التطبيقات الرياضية ، و الصناعية ، و في مراقبة حركة المرور.

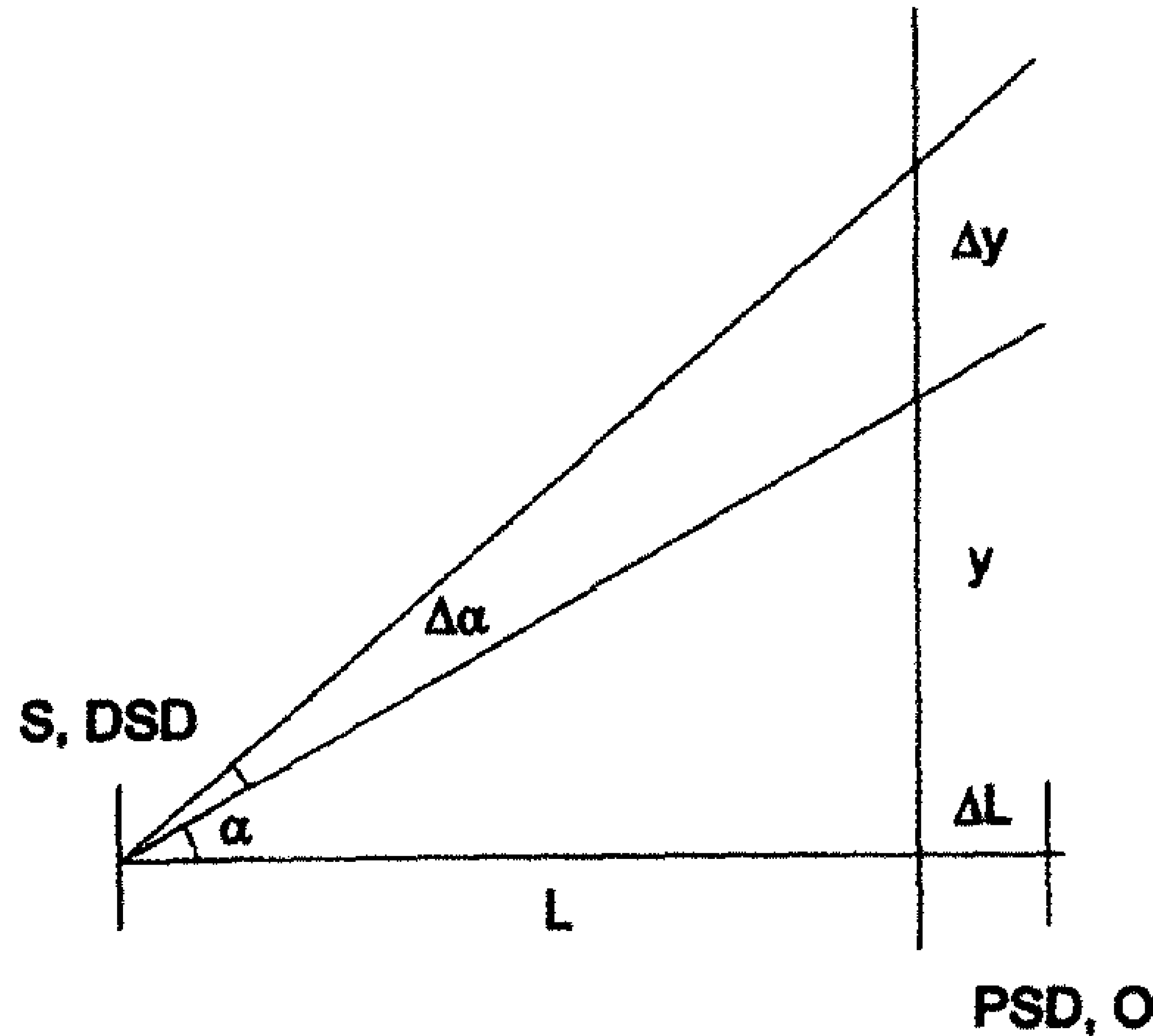
إن الكاشف الحساس للموقع Position sensitive Detector (PSD) عبارة عن أداة فعالة لقياس موضع شعاع ضوئي الشكل رقم (٥,١). بتركيب ضوئي ملائم يمكن أيضاً استخدامه لتحديد الاتجاه نحو مصدر ضوئي أو نحو بقعة ضوء مضيئة على سطح عاكس ناشر للضوء، مما يمكن، على سبيل المثال، من قياس المسافة أو تتبع حركة

جسم متحرك. الشكل الآخر للقياس هو باستخدام عاكس على سطح العنصر وحزمة ضوئية واسعة، الشكل رقم (٥,٢).

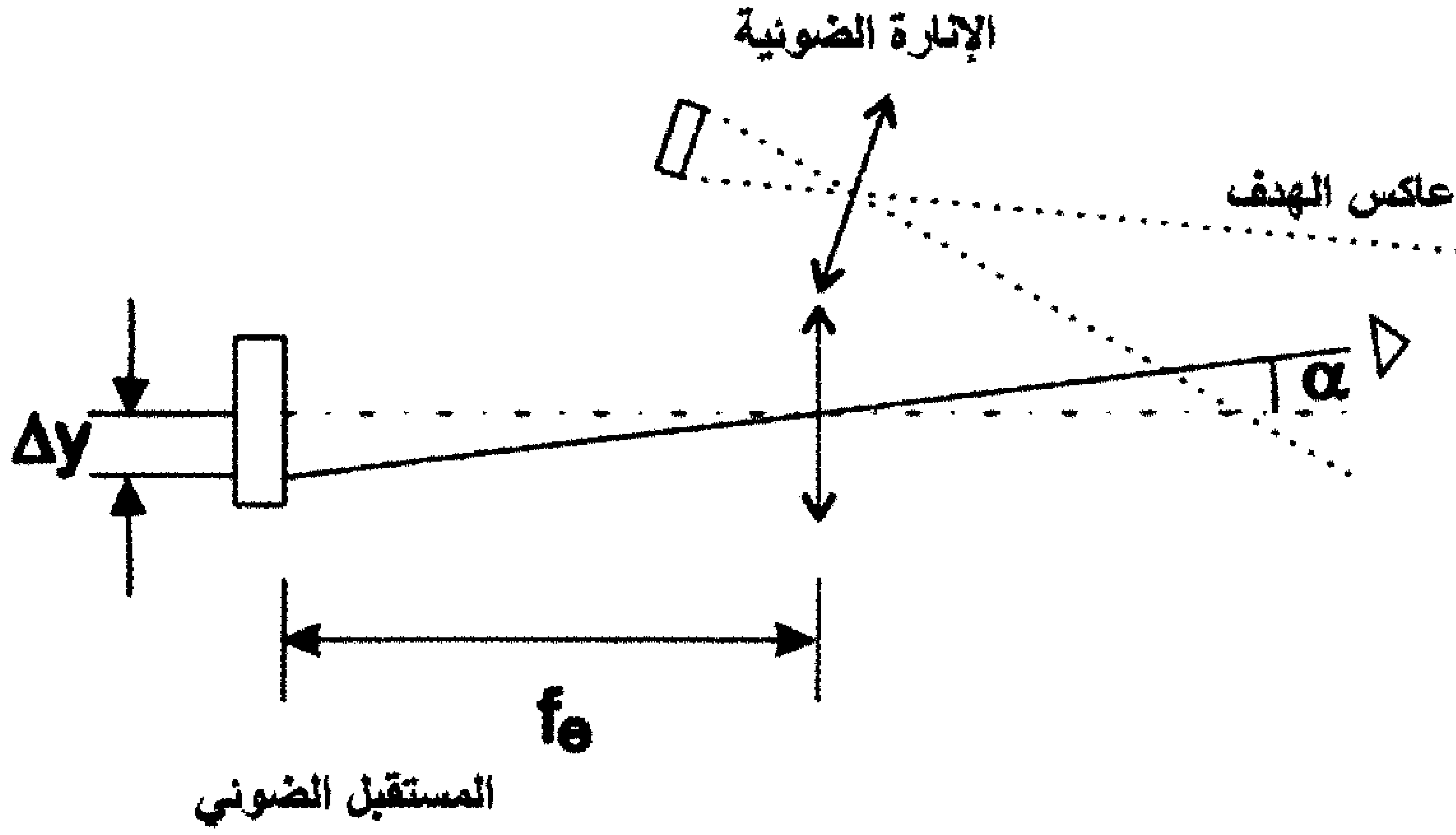
كما هو موضح في الشكل رقم (٥,٢). تُضاء نقطة هدف تعاونية بواسطة مخروط ضوئي من الأشعة تحت الحمراء سواء من ديود ليزري (LD) أو (من ديود ضوئي عادي LED). يتم جمع جزء الضوء المنعكس من العاكس، ويركز بواسطة عدسة استقبال على الكاشف الحساس للموقع (PSD) والذي يتناسب خرجه طرديا مع إزاحة بقعة الضوء عن مركزه، و التي تتناسب بدورها طرديا مع الإزاحة الزاوية لعاكس الهدف عن المحور البصري للمستقبل. تُحسَب الإزاحة الزاوية للزوايا الصغيرة من العلاقة.

$$\alpha \approx \Delta y / f_e \quad (٥,١)$$

حيث Δy هي إزاحة صورة العاكس أو بقعة ضوء عن مركز الكاشف الحساس للموقع (PSD) و f_e هو البعد المحرقي الفعال لعدسة المستقبل [69].



الشكل رقم (٥,١). قياس طول (L, ΔL) و موضع (y, Δy) و زاوية حزمة شعاع ضوئية (α, Δα) و S,DSD هو مصدر ضوئي. أو جهاز حساس المسافة و PSD,O هو كاشف حساس الموضع أو العنصر.



الشكل رقم (٥,٢). تحسس الموضع لعاكس باستخدام إضاءة شعاع واسعة، و PSD

(٥,١) قياس المسافة
Distance Measurement

يمكن الاطلاع على مراجعة جيدة لقياس المسافة المطلقة، على سبيل المثال، في [70، 71]. وترد أحدث المنجزات في وقائع ODIMAP (قياسات وتطبيقات المسافة /الإزاحة الكتروضوئية) حيث عقدت سلسلة من اجتماعات محلية في مدينة نانت (Nantes)– فرنسا (١٩٩٧) و في بافيا Pavia – ايطاليا (١٩٩٩ و ٢٠٠١)، و في أولو Oulu – فنلندا (٢٠٠٤) ، وفي مدريد – اسبانيا (٢٠٠٦).

الطرق الرئيسية المستخدمة على نطاق واسع بواسطة مقياس المسافة الليزري هي التثليث و مقياس التداخل ومقياس زمن الرحلة المبينة في ما يلي:

التثليث هي أساساً طريقة هندسية مناسبة لقياس مسافات تتراوح بين ١ ميليمتر و عدة كيلومترات، و هي تقيس الزاوية (α) من نقطتين إلى الهدف . المسافة بين نقطتين تسمى بالقاعدة (D). ويسمى البعد عن الهدف (L) و يتم الحساب على النحو التالي [72]:

$$L = D/\tan\alpha \approx D/\alpha \quad (٥,٢)$$

ويبين الشكل رقم (٥,٣) تخطيطات لمسبار التثليث الليزري لقياس الإزاحة (ΔL) بُني باستخدام PSD ككاشف لـ Δα .

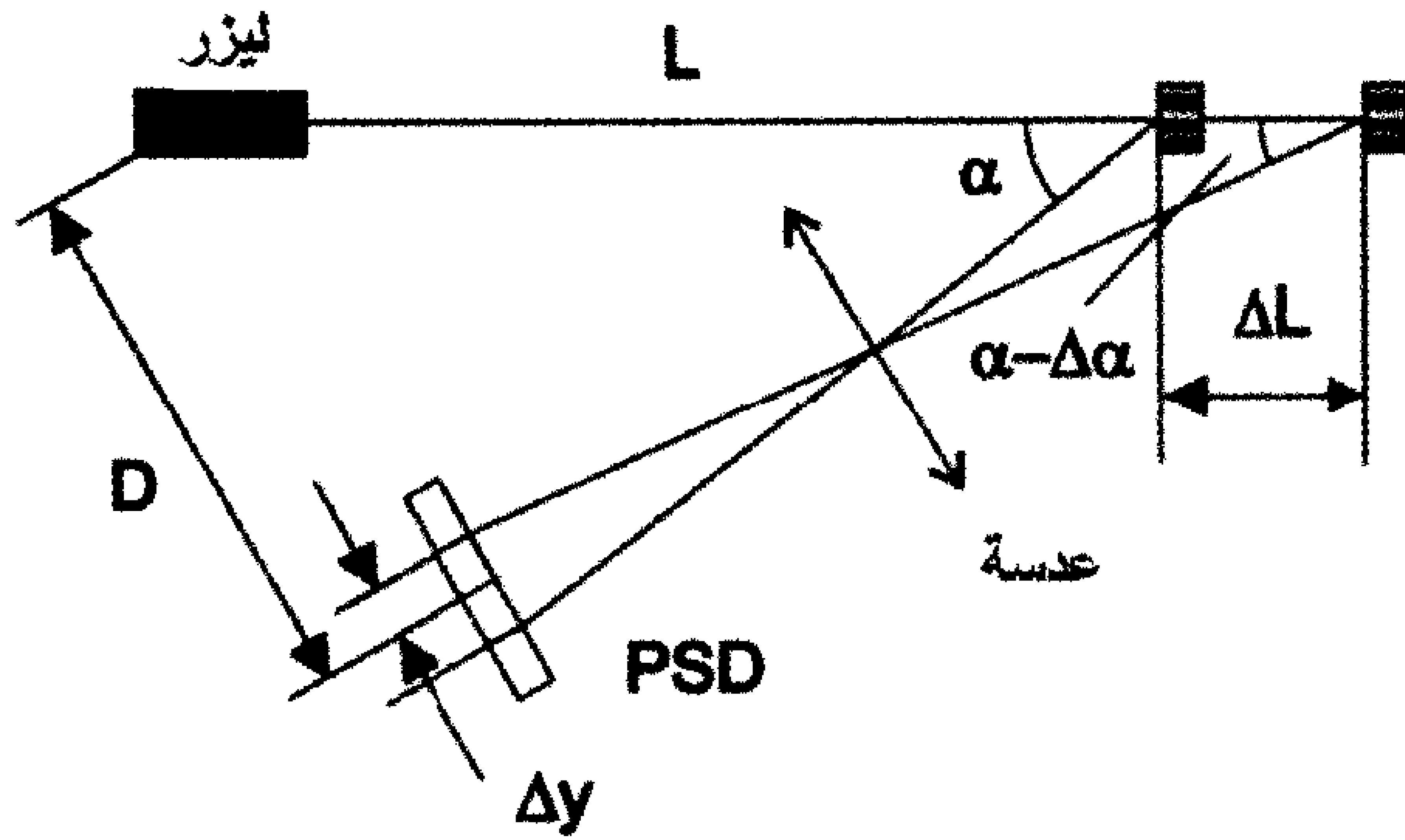
يُسلّط الليزر بقعة ضوء على سطح عنصر مشتت للضوء، وتقوم عدسة بتجميع جزء من الضوء المشتت من على سطح الجسم لصورة البقعة على حساس الموضع. إذا كان الجسم مزاحاً عن موضعه الأصلي بإزاحة صغيرة قدرها (ΔL)، فإن مركز صورة البقعة سيزاح أيضا بـ Δy عن موقعه الأصلي. و لذلك، فإن إزاحة هذا الجسم تتحدد بقياس إزاحة مركز صورة البقعة على حساس الموضع. يقيس التثليث الليزري عادة إزاحة عنصر في الاتجاه الطولي (على سبيل المثال ، على امتداد حزمة الليزر). واستنادا إلى (٥,٢) فإن الإزاحة (ΔL) يمكن حسابها على النحو الوارد في الصيغة:

$$\Delta L = -(D/\alpha^2)\Delta\alpha = -(L^2/D)\Delta\alpha \quad (٥,٣)$$

يمكن أن تستخدم العلاقة (٥,٣) أيضا لتقدير الخطأ النسبي للإزاحة المقاسة إذا كان Δα خطأ قياس الزاوية، على النحو التالي :

$$\Delta L/L = -(L/D)\Delta\alpha \quad (٥,٤)$$

تكون الدقة عادة 10 000 . L/1 000 إذا كان D و L بنفس المرتبة. تحدد الدقة بشكل أساسي بواسطة تمايز و خطية كاشف حساس الموضع PSD.



الشكل رقم (٥,٣). مخطط طريقة التثليث الليزرية التقليدية لقياس المسافة أو الإزاحة.

مقاييس التداخل تسمح بقياس المسافات بدقة تعتمد على الطول الموجي للمصدر الضوئي. عادة ما تكون هناك حاجة لشعاع مترابط وينبغي أن يكون الجسم المقاس يشبه المرآة. يمكن أن تسبب هذه الطريقة مايدعى مسألة واضحة للحل. يمكن في بعض الحالات استخدام الضوء الأبيض كمصدر للضوء إذ إن أكبر ميزة لاستخدام مقياس التداخل بالضوء الأبيض كمصدر للضوء هو أنه يمكن أن يستخدم لقياس أجسام ذات سطح خشن بدون أخطاء نظريا [73] . يبين الشكل رقم (٥,٤ أ) رسماً تخطيطاً لمقياس مايكلسون للتداخل والذي يمكن استخدامه مع منبع ذي حزمة ضوئية مترابطة ومع منبع لحزمة واسعة.

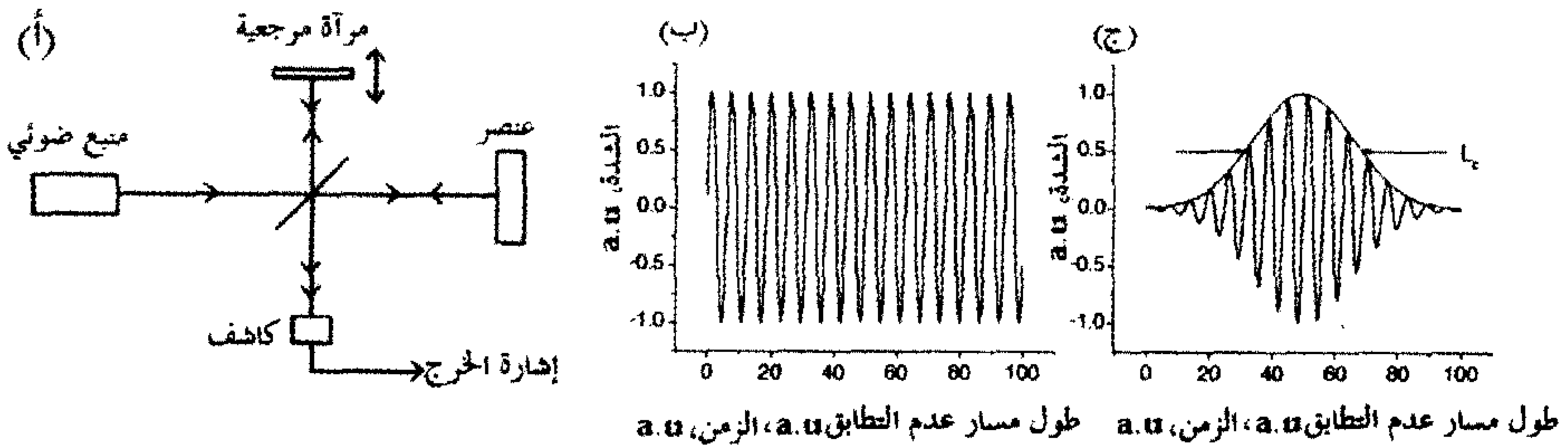
يُحدد تمايز البعد (ΔL) في مقياس التداخل ذو حزمة الضوء الأبيض بطول الترابط لمصدر الضوء. ويمكن أن يحسب من عرض النطاق الترددي (Δλ) لمصدر الضوء على النحو التالي [74] :

$$L_c = \Delta L = ln(2)(2/\pi)(\lambda_o^2 / \Delta\lambda), \qquad (٥,٥)$$

حيث λ في العلاقة (٥,٥) عبارة عن الطول الموجي في الفراغ للمصدر الضوئي وL_c هو طول الترابط ذهابا وإيابا. المعادلة صحيحة في الفراغ. المسافات المقاسة عن طريق

مقياس التداخل ذو الضوء الأبيض عبارة عن مسافات ضوئية. هذا يعني أن المسافة الهندسية ممكن أن تحسب بقسمة المسافة الضوئية على معامل الانكسار (n). أطوال الترابط للمصادر الضوئية تتراوح عادة بين ١-١٠ميكرومتر، مما يحد من السماكات الدنيا للعينة المقاسة أو إمكانيات الفصل أو التمييز الدقيق للتفاصيل المنعكسة. وهذه الطريقة مناسبة لقياس الشكل الجانبي لسطح ما، أو سماكة رقاقة معينة أو سماكة طبقة طلاء على سبيل المثال. كما يمكن استخدام هذه الطريقة أيضا في المواد المُشَتِّتة وفي الرسم المقطعي. وبإضافة المسح الضوئي يمكن تحقيق قياسات ثلاثية الأبعاد 3D و تدعى التصوير المقطعي باستخدام الضوء المترابط (OCT)، وتستخدم، على سبيل المثال، لتحليل الأنسجة البشرية [75] أو في تحديد تركيب الورق[٧٦].

يُظْهر الشكل رقم (٥,٤) إشارة الخرج كدالة للزمن إذا كانت المرآة المرجعية تتحرك بسرعة ثابتة فإن تردد أنماط أهداب التداخل ضمن نطاق زمني هو انزياح تردد دوبلر للضوء الأبيض المنعكس من المرآة المتحركة. يمكن أن يكون مفيداً لتصاميم الالكترونيات



الشكل رقم (٥,٤). (أ) مقياس التداخل لميكلسون و (ب) التداخل من أجل ضوء مترابط و (ج) لمصدر ضوئي أبيض كدالة في حركة مرآة المرجع (طول مسار عدم التطابق). Lc هو طول ترابط المصدر الضوئي والذي يحدد في FWHM (كامل العرض عند نصف القيمة القصوى) لغلاف صورة إشارة التداخل.

استخدام كشف حزمة نطاق ضيقة لرفع القيمة العظمى لنسبة الإشارة إلى الضجيج (S/N).

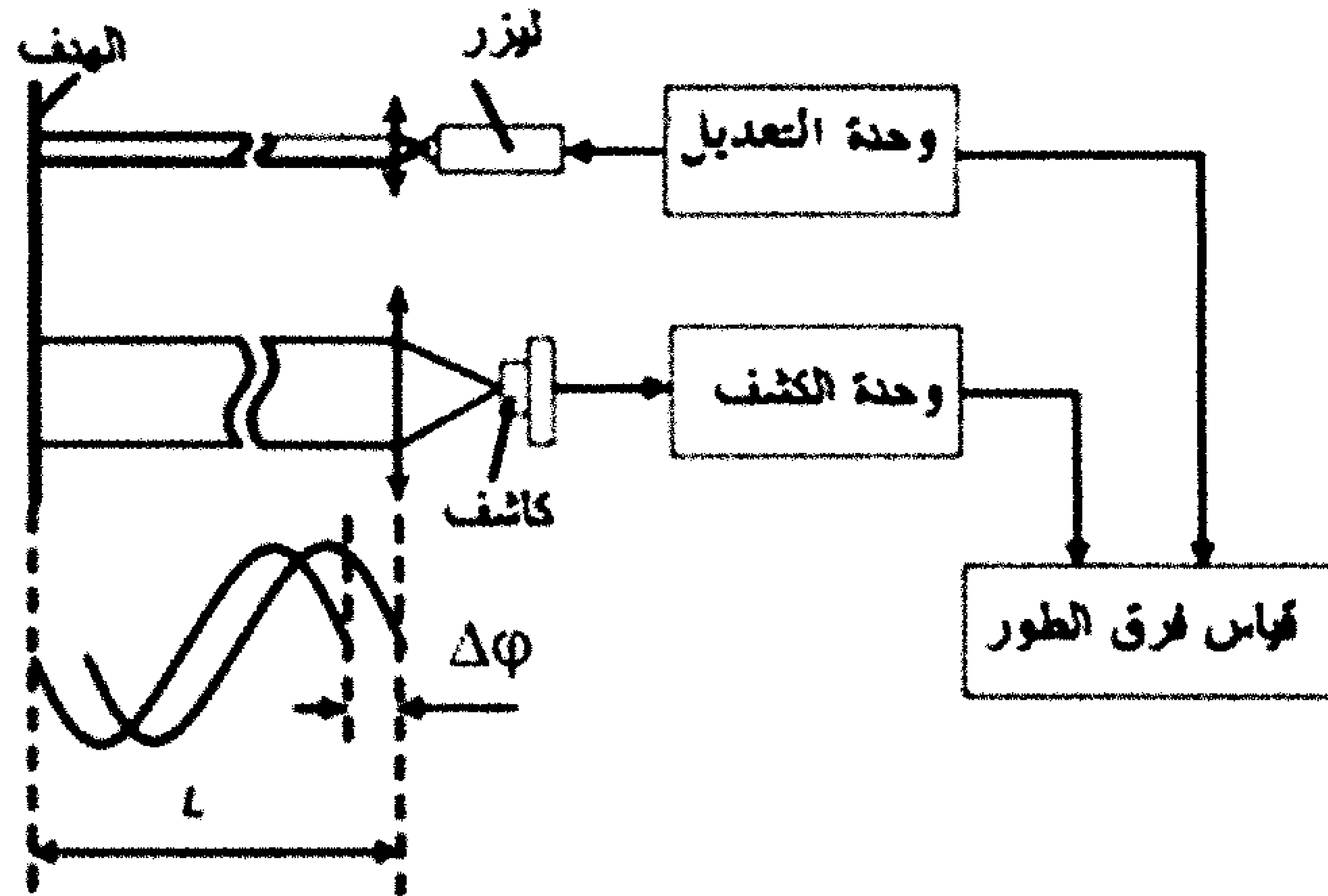
يعتمد التمايز لمقياس مايكلسون التقليدي للتداخل، والذي يستخدم منبعا ضوئيا مترابطا، على دقة قياس الطور داخل الدارة حتى بمستوى من أجزاء النانو، إلا أن هذه الطريقة يمكن أن تستخدم فقط للسطوح الشبيهة بالمرايا ولنطاق مسافات محدودة ولقياس إزاحة ولكن ليس لمسافة مطلقة.

طريقة زمن الرحلة Time-of-flight (TOF) تشير إلى الزمن الذي يستغرقه الضوء المنبعث لينتقل من مرسله إلى عنصر المراقبة وعودته إلى المستقبل. t_d المسافة إلى الهدف تحسب على النحو التالي:

$$L = ct_d/2 \qquad (٥,٦)$$

تبلغ سرعة الضوء (c) حوالي ٣٠ سنتمترا في النانو ثانية. تستخدم هذه الطريقة عادة لقياس مسافات أكبر من ١متر و لا تعتمد دقة القياس بشكل أساسي على المسافة. دقة أجهزة قياس المسافات القصيرة البسيطة تكون عادة من رتبة الملليمتر أو السنتيمتر. يمكن أن تُنفَّذ طريقة زمن الرحلة (TOF) بعدة أساليب مختلفة وأكثرها شيوعاً طريقة إزاحة الطور [77] وطريقة التعديل الترددي للموجة المستمرة (FMCW) [78]، وطريقة TOF النبضي [79].

طريقة إزاحة الطور أو الفرق الترددي هي تقنية شائعة للمسح تسمح بقياس المسافات كما هو مبين في الشكل رقم (٥,٥) يتم إرسال حزمة شعاع ليزر على شكل إشارة جيبية مُعدَّلة إلى الهدف، والذي عادة مايكون عبارة عن عاكس، على سبيل المثال، على شكل مكعب زاوي. يُكشَف الضوء المنعكس (من العاكس الناشر أو المحلل) ويُقارن فرق طور الإشارة المنعكسة مع طور الإشارة المرسلة.



الشكل رقم (٥,٥). طريقة إزاحة الطور لقياس المسافة.

إزاحة الطور الناتجة هي 2π مضروبة بزمن الرحلة (2L/c) مضروبة بالتردد المُعدِّل (f) ، لحل المسألة يجب أن يؤخذ في الحسبان عدد الدورات الكاملة خلال الرحلة وإذا كانت الإزاحة الكلية للطور ($\Delta\varphi$) خلال الدورة الواحدة ، فإن المسافة تُعطى على النحو التالي:

$$L = \Delta\varphi c / 4\pi f. \quad (٥,٧)$$

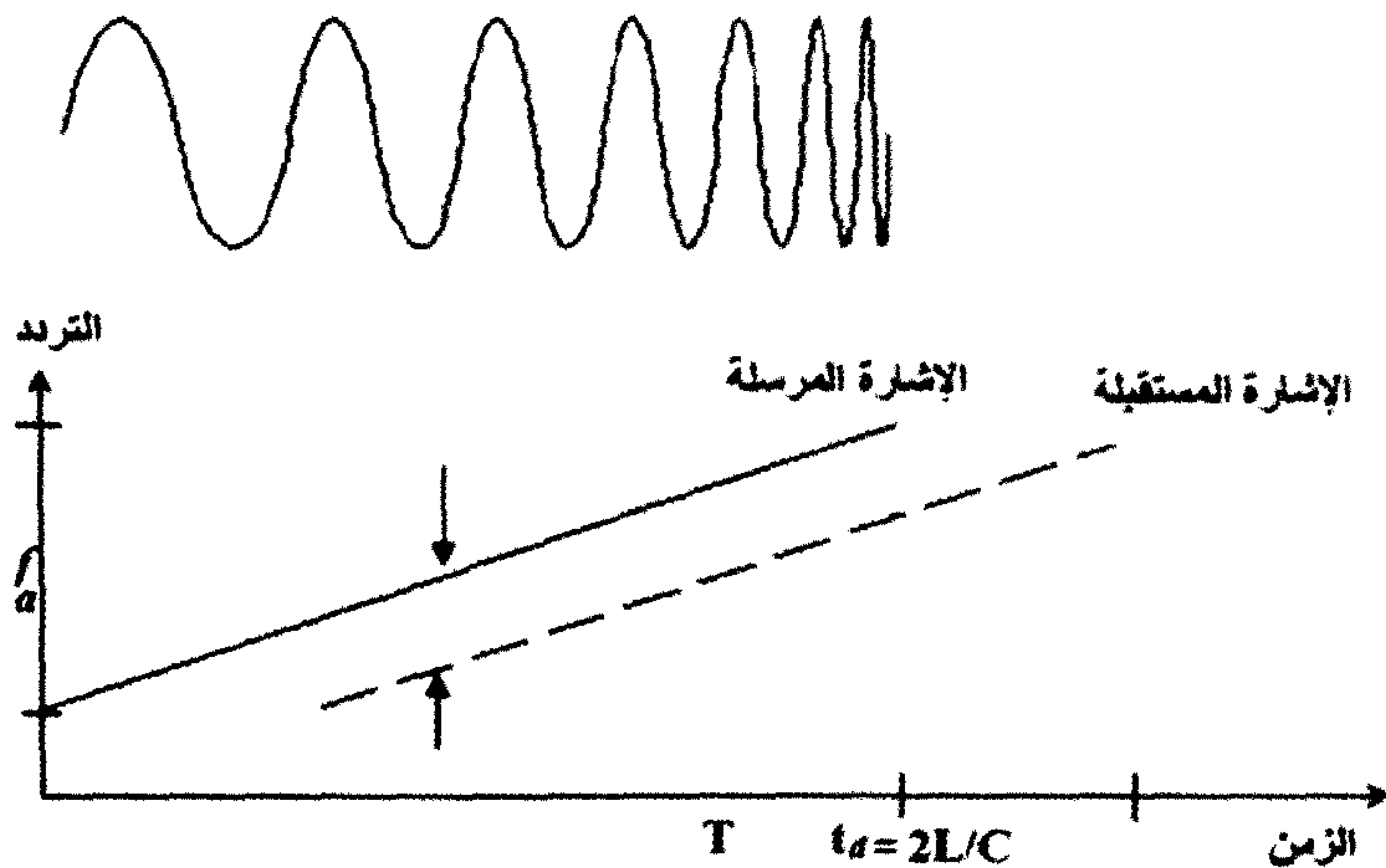
يمكن ضبط حساسية المسافة إلى المستوى المطلوب وذلك باختيار تردد تعديل مناسب. بالنظر لافتراض معقول لمستوى التمايز (الذي هو أصغر تغيير يستطيع الحساس اكتشافه أو التحسس له) بحدود ١,٠°، من الممكن قياس إزاحة ΔL من رتبة ٢ ميليمتر و بتردد f = ٢٠ ميغاهرتز و مجال قياس واضح أعظمي يصل لـ ٧,٥ متر ($c/2f$) [80].

تقانة FMCW (التعديل الترددي بالموجات المستمرة) تدعى أيضاً انضغاط النبض أو تردد متغير مع الزمن chirped frequency أو التعديل الترددي المتزايد. هذه الطريقة

تتفرع عن طريقة وقت الرحلة النبضي الذي يجمع بين الطاقة العالية للنبضات الطويلة مع التمايز العالي للنبضات القصيرة. يُبَيِّن الشكل رقم (٥,٦) مثالاً على بنية النبضة.

مقارنة مع طريقة إزاحة طور الموجات المستمرة في هذه الحالة فإن تردد الإشارة الجيبية المعدلة للشعاع النبضي سوف تعدل بواسطة بعض الدوال. هذه الدوال ممكن أن تكون على شكل مثلثي، سن منشار أو جيبية. المسافة تتناسب مع إزاحة التردد بين الإشارة المرسلة والإشارة المستقبلة كما هو مبين في الشكل رقم (٥,٦) :

$$L = \frac{\Delta f c T}{2 f_a}, \qquad (٥,٨)$$



الشكل رقم (٥,٦). إشارة FMCW مرسلة لقياس المسافة، f_a هي إزاحة التردد خلال زمن مسح واحد (T)، و Δf هو الفرق الترددي بين تردد الاشارة المرسلة وتردد الاشارة المستقبلة و t_a هو زمن عبور النبضة.

يستخدم عادة كاشف مرشح توافقي. يمكن تنفيذ المرشح باستخدام مرشح ترددي زلقي (جرفي) أو خطوط تأخير. يتناسب تمايز القياس عكساً مع مجال تارجح تردد التعديل. قدرة المستقبل على تحسين تمايز النطاق فوق نطاق النظام التقليدي (طول النبضة) يدعى بمعدل انضغاط النبضة $G=f_a.T$. والذي من الممكن استخدامه لحساب تمايز المسافة على النحو التالي [81] :

$$\Delta L = cT/2G = c/2f_a \qquad (٥,٩)$$

وبدلا من ذلك، فإن G تعطي أيضا معدل خفض قدرة الذروة اللازمة للحصول على تمايز بدون انضغاط. لم يُحسَّن المجال الأصغري بواسطة هذه العملية. وكذلك كما يمكن تعديل التردد الضوئي (الطول الموجي) لليزر كما هو الحال في رادار الأمواج الميكروية. يمكن الحصول على دقة قياس حوالي ٠.٢ ملم لمجال توليف ~ ٢٥٠ GHz. كما يمكن أن تسبب التأثيرات الناتجة عن حركة العنصر الذي هو موضع الاهتمام أو المسح الضوئي لأشعة ليزر أخطاء قياس منهجية كبيرة بسبب انزياح دوبلر أو بسبب تغيرات الطور التابعة للزمن. و يمكن أيضا تحقيق الانضغاط النبضي باستخدام التعديل الغلافي للإشارة الحاملة باستخدام الترميز الثنائي المتتام، مثل ترميز باركر أو فرانك [82]. نوع المستقبل هو ترابطي يحسب باستمرار الترابط التصالبي بين النبضات المرسلة والمستقبلة ومعدل التصحيح هو طول الترميز المستخدم. ويعطي التأخير عند أقصى ترابط زمن الرحلة. نسبة الانضغاط هي الآن طول (الترميز) المستخدم.

قياس المسافة ضوئياً هو مجال واسع جداً ونظام ينموسريعا. يُركز هذا الفصل على طريقة زمن الرحلة النبضي غير المُعدَّلة nonmodulated لقياس المسافة، و يستحضر بعض التطبيقات الواعدة.

(٥,١,١) قياس المسافة اعتماداً على زمن الرحلة للنبضات الليزرية

Laser Pulse Time-of-Flight Distance Measurement

غالباً ماتسمى مقاييس المسافة الليزرية النبضية بـ اللادارات LADARS أو ليدرات LIDARS ((اللادار، كاشف ليزري ومحدد مدى والليدار، كاشف ضوئي ومحدد مدى) أو مع مصطلح محدد المدى الليزري. يتضمن الرادار الليزري كلا من جهاز تتبع ليزري (محدد المدى الليزري) وجهاز قياس بعد صورة ثلاثية الأبعاد لعنصر أو امتصاص و تشتت الضوء من قبل الجو. في هذا الكتاب فإن المصطلح للرادار الليزري سيستخدم من أجل قياس بعد ثلاثي الأبعاد.

يقيس نظام TOF زمن رحلة ما بين انبعاث نبضة الضوء وعودة صدى النبضة من العنصر باستخدام الفيزياء الأساسية حيث تحسب المسافة بضرب سرعة الضوء بزمن الرحلة اللازم لقطع المسافة. في هذه الحالة فإن الزمن المقاس يمثل الانتقال لضعفي المسافة، و يجب بناء على ذلك أن يقسم على اثنين ليعطي الزمن الحقيقي للوصول للهدف (٥,٤). للحصول على دقة ١ ميليمتر يجب أن تكون دقة قياس المدة الزمنية تساوي ٦,٧ بيكوثانية [71].

بما أن نبضة واحدة كافية لتحديدٍ لا لبس فيه عن بعد لمسافة بدقة سنتيمتر ودقة تعتمد فقط و بشكل ضعيف على المسافة، لذا فإن هذه الطريقة مناسبة خاصة، على سبيل المثال، في التطبيقات التي تتضمن قياس مسافات أكبر من ١متر. و في التطبيقات التي لايستخدم فيها عاكس و في تطبيقات القياس السريع مثل المسح أو قياس حركة العناصر. بالإضافة إلى أنه، ممكن تحقيق دقة ميليمتر أو حتى أجزاء الميليمتر. تنشأ ميزة إضافية لنظام TOF النبضية من الطبيعة المباشرة لاستشعاره، فاتباع كلتا الإشاراتين المرسلة والعائدة أساسا نفس الطريق المباشر إلى العنصر والعودة إلى المستقبل قللت أثر الظل في قياس الأسطح المعقدة ومكنت من الحصول على دقة من رتبة الميليمتر أو عدة الميليمترات.

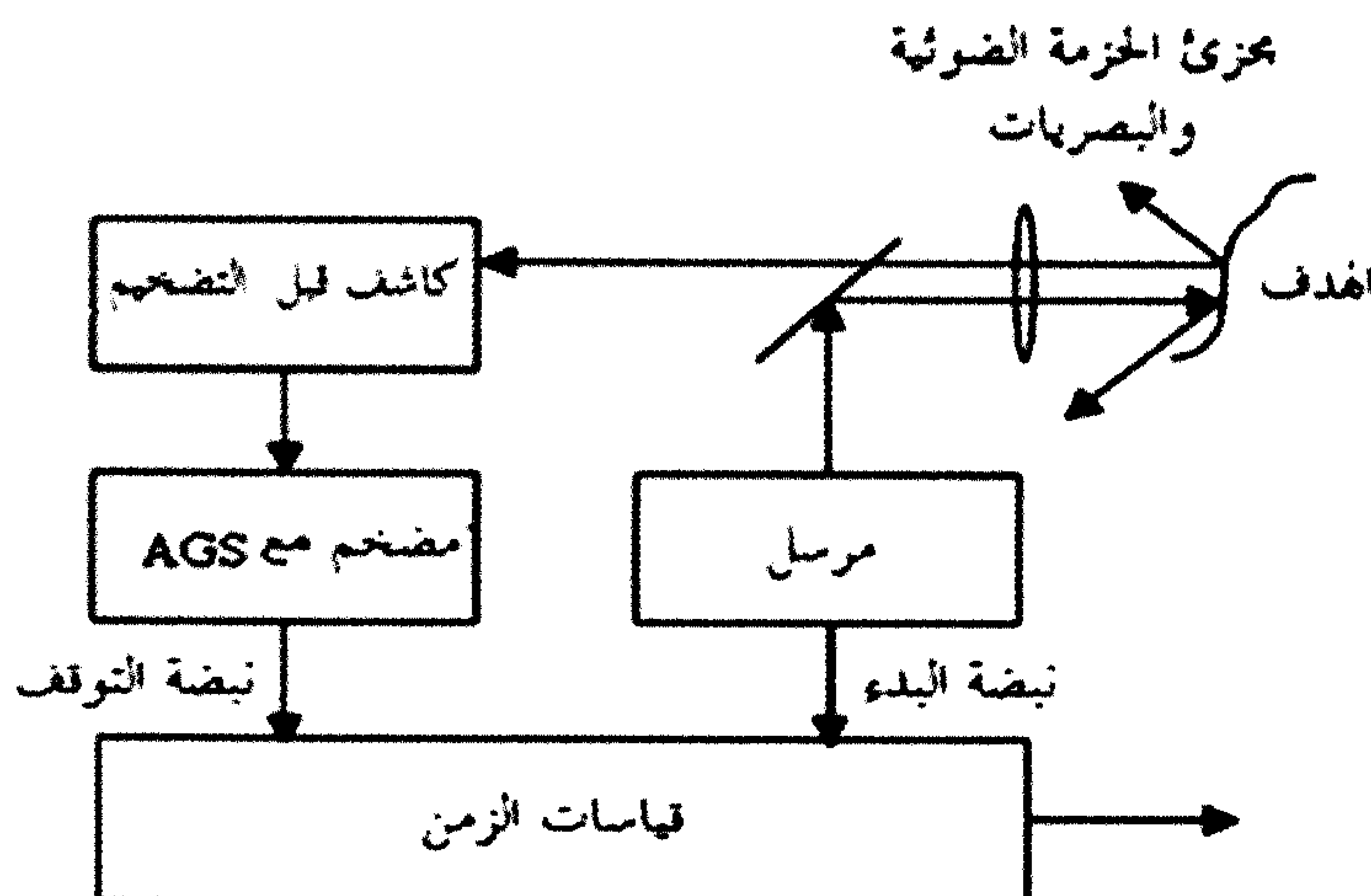
تتطلب بعض التطبيقات الجديدة مثل أجهزة الاستشعار لمراقبة حركة المرور، وأجهزة إنذار المركبات ضدد الصدمات وقربها، وأجهزة الاستشعار المستخدمة في

حماية منطقة مقدمة المركبات (حارس الأمان) قيودا على حجم الجهاز والكتلة واستهلاك الطاقة. ولتحقيق هذه الأهداف، يجب أن تنجز كتلة البناء الأساسية لمحدد المدى TOF على شكل دوائر متكاملة بأداء عال.

التركيبات

Constructions

يتألف جهاز قياس المسافة النبضي TOF (محدد المدى) من مرسل ليزري يبعث نبضات تدوم ١-٥٠ نانوثانية وقناة استقبال تتضمن (PIN) أو ديود ضوئي انهياري (APD) ومضخمات و (تحكم تضخيم آلي) AGC ومميز زمني و مجموعة قياس المدة الزمنية. نبضة الضوء المنبعثة (نبضة البدء) تشغل وحدة قياس الفترة الزمنية ونبضة الضوء المنعكسة (نبضة الإيقاف) توقفه. تتناسب المسافة إلى الهدف مع الفاصل الزمني. ويبين الشكل رقم (٥,٧) المخطط الصندوقي لمحدد المدى الليزري.



الشكل رقم (٥,٧). المخطط الصندوقي لجهاز تحديد المدى الليزري TOF.

يتوقف اختيار نوع الليزر على نطاق القياس المقصود والسرعة المطلوبة. من أجل مسافات طويلة (تصل إلى عدة كيلومترات)، يمكن استخدام ليزر النيوديوم ياغ Nd-YAG المزود بمفتاح تبديل معامل الجودة Q أو ليزر الألياف والذي يعطي قدرات عظمى تصل إلى مستوى ميغاواط. لقد سمح انخفاض سعر الديودات الليزرية النبضية والقادرة على إنتاج قدرة ليزرية عظمى تصل لعشرات الواطات بقياس مسافات تصل لبضع مئات الأمتار وحتى أطول من ذلك باستخدام الجمع الإرتباطي أو الانضغاط النبضي. إن تكرار تردد نبضات ليزرات النيوديوم ياغ Nd-YAG يكون عادة منخفضاً، في حين يمكن استخدام الليزرات الثنائية عند معدل من عشرات الكيلوهيرتز، و حتى أنه يمكن في نوع DH أن يصل لمستوى ميغاهرتز. لقد أدى التطور السريع لليزرات النيوديوم ياغ Nd-YAG المضخوخة بواسطة الليزرات الثنائية وليزر الألياف إلى زيادة تطبيقاتها في أجهزة كشف المدى. بدلاً من المكونات المعتمدة على السيليكون ذات الأطوال الموجية المتراوحة بين ٤٠٠ -١١٠٠ نانو متر والتي تستخدم مكونات من انديوم زرنيخ الجاليوم InGaAs التي قدمت حلاً لهذه المشكلة (تعمل بطول موجي ١٥٠٠ نانو متر) للحصول على أنظمة أفضل أمان للعين.

يجب أن تكون مراحل التكبير عالية الخطية والحساسية ذات نسبة إشارة إلى ضجيج (S/N) عالية ولها تأخير ثابت مع عرض نطاق ترددي كاف لمتابعة إشارة الدخل، وعادة ما تتكون من مكبرات أولية ومخمدات ومكبرات لاحقة، أما المكبرات الأولية فتحول التيار في الثنائي الضوئي إلى جهد و تكون عادة من نوع مكبر نقل الممانعة trans impedance. الميزة الرئيسية لمكبرات نقل الممانعة هي انخفاض مقاومة مدخلها. فكلما ارتفعت قيمة المقاومة ارتفعت نسبة الإشارة إلى الضجيج إلا أن عرض النطاق الترددي ينقص، أما مرحلة التكبير اللاحقة والتي عادة ماتكون عبارة عن مكبرات جهد يمكن أن تكون ذات تكبير مُتَحكم به.

يمكن التحكم بعرض النطاق الديناميكي لإشارة الدخل الضوئية. غالبا ما يتجاوز المدى الديناميكي لإشارة الدخل الضوئية مدى المميز الزمني (دارة التشغيل والإيقاف الزمنية) (off circuit–time pick) لوحدة قياس الفاصل الزمني، بسبب الاختلاف في المسافة من الهدف عن انعكاسها. لذا يجب أن تُخفَّض الإشارة لمستوى خطأ المسير الأصغر للمميز الزمني. للتغلب على هذه المشكلة، يمكن استخدام أنواع مختلفة من المخمدت عند مرحلة التكبير. ممكن أن يُنفَّذ المخمد على سبيل المثال بخلية تحكم بالكسب نمط تيار. بواسطة ليدرات 2R–R أو بواسطة تعديل جهد انحياز ADP [٨٣] . ممكن استخدام مخمد ضوئي قابل للتعديل عند المستقبل الضوئي لتحقيق التحكم بالكسب. ميزة هذه الطريقة عن طريقة مراقبة الكسب كهربائياً استقرار تأخيرها على مدى واسع من الطيف الترددي إلا أنها ممكن أن تكون بطيئة جداً في العديد من التطبيقات. يجب وضع مخمدات الكترونية بعد المضخمات لإنقاص الضجيج ولكن قبلاً لتحسين الخطية. يحدد التخميد حسب سعة الإشارة والتى بدورها تحدد بواسطة كاشف الذروة.

إن وحدات قياس الفاصل الزمني والمرسل هي أيضاً حرجة لدقة النظام. إذ يجب أن يكون المرسل قادراً على إصدار نبضة ليزرية ثابتة الشكل. ربما هذه دعوة لتحقيق استقرار حراري في الديود. الظاهرة الديناميكية للديود الليزري، اهتزازات الاسترخاء النبضي ، يجب أن يؤخذا بالحسبان عند تصميم المخطط كما أنهما يقودان بسهولة لتغيرات معتبرة في شكل النبضة الليزرية.

تقاس المدة الزمنية بين نبضتي التشغيل والتوقف بواسطة محول زمني - رقمي (TDC) الذي هو جهاز لقياس المدة زمنية هو مستقر، سريع، دقيق، و يستخدم أسلوب العد الرقمي إلى جانب طريقة الاستيفاء التناظرية (التمثيلية) أو الرقمية [٨٤].

يكون عادة تمايز الشوط الواحد (العينة الوحيدة) (single-shot resolution) للـ (TDC) أفضل من تأرجح التوقيت الناشئ عن الضجيج.

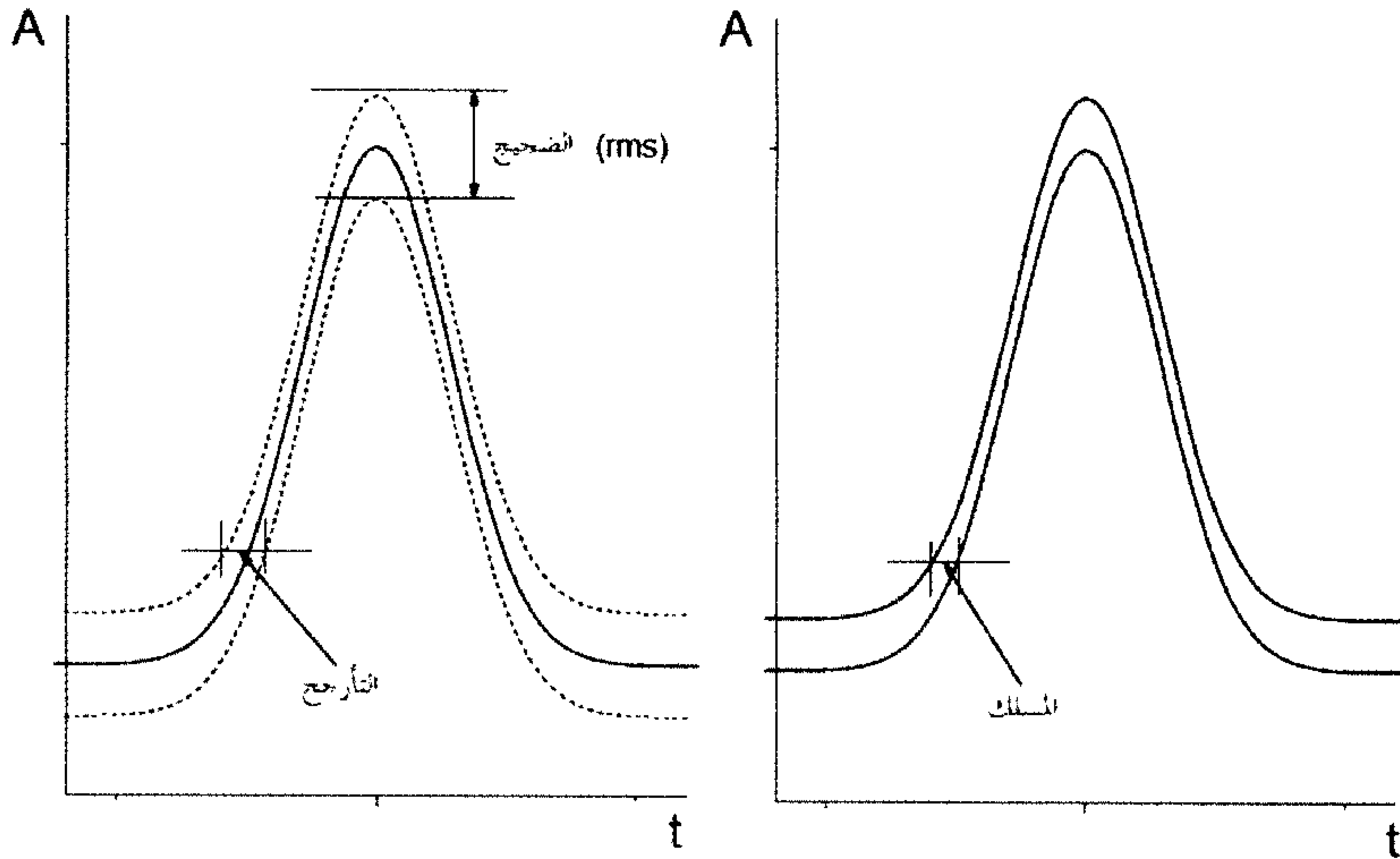
تأرجح التوقيت الناشئ عن الضجيج، و المسلك، و عدم الخطية، و الانجراف ومصادر أخطاء أخرى

Timing Jitter and Walk, Nonlinearity, Drift and Other Error Sources

المصادر الرئيسية لعدم الدقة في محددات المدى الليزرية سببها تأرجح التوقيت الناشئ عن الضجيج ، والمسلك ، و عدم الخطية ، و الجرف. تتضمن مصادر الضجيج النموذجية الضجيج المتولد من الالكترونيات و القفزة الضجيجية الناتجة عن الخلفية الإشعاعية المولدة للتيار والقفزة الضجيجية الناتجة عن تيار الإشارة. يحدد التأرجح في التوقيت بشكل أساسي دقة قياس المدى. كمية تأرجح التوقيت (σ_t) تتناسب طرداً مع سعة الضجيج (σ_u) وعكساً مع ميل نبضة التوقيت عند لحظة التوقيت (du/dt). وممكن أن تقرَّب بقاعدة التثليث :

$$\sigma_t = (\sigma_u)/(du/dt). \quad (٥,١٠)$$

ممكن تحقيق تمايز نموذجي للشوط الأحادي برتبة الـ١ سنتمتر مع معدل جيد لنسبة الإشارة إلى الضجيج (S/N=100). باستخدام عرض حزمة ترددية ١٠٠ ميغاهرتز لقناة الاستقبال و مع ذلك تتدهور الدقة بزيادة المسافة و تتناقص سعة النبضة متناسبة مع مربع المسافة. التغيرات في سعة النبضة و شكلها يؤديان لنشوء خطأ في التوقيت في دارة زمن التحفيز (دارة انتخاب الوقت) و هذا الخطأ يدعى خطأ المسلك walk error. التأرجح و المسلك Jitter and walk في قيادة التوقيت تظهران في الشكل رقم (٥,٨) [85].



الشكل رقم (٥,٨). تأرجح الاستقرار والمسلك.

المميز الزمني هو جزء مهم جدا لقياس دقة نظام. مهمة المميز هي مراقبة معلومة الزمن من النبضة الكهربائية للمكبر الأولي الكشفي بالإضافة لإنتاج إشارة تحفيز (تشغيل) في اللحظة الصحيحة.طريقة اختيار الاشتقاق الزمني تعتمد على تمايز الزمن المنشود، ومعدل العد والمدى الديناميكي اللازم للنبضة. المبادئ الشائع استخدامها في تصميم مميز تتضمن توقيت حواف رائدة (بسعة ثابتة) وتوقيت عبور الصفر (الاشتقاق)، وتوقيت اللحظة الأولى (التكامل) وتوقيتا جزئيا ثابتا. يعوض التمييز الجزئي الثابت (CFD) بواسطة نبضات ذات أشكال مثالية من أجل المسلك walk الناتج عن تغيرات كل من السعة و زمن الصعود، وهو شائع الاستخدام في أجهزة قياس زمن الرحلة لمحددات المدى الليزرية.

المبدأ وراء عملية CFD هو البحث عن اللحظة في النبضة التي يولد ارتفاعها نسبة ثابتة لسعة النبضة. ينتج حدوث هذه النقطة نبضة إثارة (تحفيز). يمكن تحقيق لحظة النسبة الثابتة باستخدام كبل تأخير ومقارن بحيث تغذي الإشارة المُوَّهنة و القادمة من المستقبل مباشرة المدخل السالب والإشارة المُؤخرَة تُغذي المدخل الموجب لمقارن مربوط

منطقياً مع باعث فائق السرعة (ECL) والذي يضخم الفرق بين الإشارة المخمدة والمؤخرة [86]. والإشارة الخارجة من المقارن تغذي TDC. عوضت CFD عن السير walk الناجم عن السعة وزمن الصعود ولكن ليس عن السير الذي تسببه تغيرات الشكل غير الخطية. يعوِّض عبور الصفر و توقيت لحظة البدء عن تغيرات السعة بينما يفشل توقيت الحافة الأمامية عن التعويض عن أي تغير مُوَصَّف. وهكذا، وبحساب وسطي لـ مئة قياس متعاقب، يمكن تحسين التمايز النهائي إلى مستوى ميليمتري، على سبيل المثال يكون زمن القياس المقابل لـ ١ ميلي ثانية بمعدل نبضي ١٠٠ كيلو هرتز. فإذا كان مستوى متوسط الخطأ الإحصائي مهملا، يعرف دقة النظام عن أخطاء منهجية مثل اللاخطية في مقياس الفاصل الزمني للوقت والإنزياح. كما أنه من الممكن بالتصميم الدقيق للنظام تقليل هذه الأخطاء إلى مستوى ميليمتر. إذا بلغ معدل الخطأ الإحصائي فإن دقة النظام تعرف على أنها أخطاء منهجية مثل عدم الخطية في الفاصل الزمني لقياس للوقت والانزياح. يمكن أن يُقلِّل التصميم الدقيق للنظام من هذه الأخطاء لمستوى الميليمتر.

كما يجب أن يعتمد أداء الالكترونيات على متطلبات فنية وتقنية محددة على سبيل المثال دقة المجال واستهلاك الطاقة. يمكن استنتاج العوامل الرئيسية التي تحد من دقة قياس جهاز محدد المدى الليزري TOF آلي يمكن تلخيصها على النحو التالي:

١ - الضجيج الذي هو خطأ عشوائي رئيسي يحدد دقة جهاز الاستقبال. إذ يتكون بشكل رئيسي من الضجيج الناتج عن تيار الظلام والضجيج المتعدد الناتج عن APD، و الضجيج الناتج عن المكبرات، و الضجيج الناتج عن المخمدات و الضوء الخلفي.

٢- خطأ المسلك Walk error، يعتمد على تغيرات سعة النبضة وشكلها وبالتالي على تغيير نقطة التوقيت (التزامن)، وعلى لاخطية المتحكم وعدم مثاليته وتغير زمن انتشار النبضات، مما يسبب أخطاء منهجية.

٣- خطية جميع المكونات تقريبا: APD، المضخمات الأولية/ و اللاحقة و المخمدات ووحدة قياس الفاصل الزمني.

٤- الاستقرارية، و تتأثر بشكل أساسي بتغيرات درجة حرارة الجهاز.

٥- عرض النطاق الترددي للإلكترونيات و الذي يجب أن يكون واسعاً بما يكفي لإشارة الضوء المستقبلة، أي عرض النطاق الترددي للإلكترونيات، يجب أن يشمل طيف إشارة الدخل

٦- تُحدَّد الحدود الدنيا للمدى الديناميكي بشكل أساسي بالضجيج الإلكتروني و تُحدَّد الحدود العليا له بأقصى تيار ضوئي لـ APD، ومجال جهد تشغيل المضخمات.

٧- تظهر مصادر عديدة من الأخطاء بناء على محدودية قطر الشعاع. قد يسبب اختلاف الإضاءة داخل المنطقة المضاءة و الانعكاسية، وشكل العناصر، وتعددها، وما إلى ذلك نتيجة خاطئة أو مفتوحة لتفسيرات مختلفة.

تطبيقات جديدة واتجاهات التطوير

Novel Applications and Development Trends

يجري حالياً تطوير العديد من التطبيقات الجديدة لقياس زمن عبور نبضات الليزر لاستكمال التطبيقات التقليدية. وهناك طريقة واعدة تتضمن استخدام طول مسار النبضات الضوئية في النسيج البشري، و لباب الورق و الورق، أو الألياف الضوئية كمبدأ للاستشعار. وفي هذا السياق، فإن مصطلح هجرة الفوتون كثيرا ما يستخدم لوصف انتشار الضوء في أوساط مشتتة للضوء مثل الأنسجة البشرية. في الأوساط العكرة، تسلك الفوتونات عدد من المسارات المختلفة مما يوسع نطاق نبضات الضوء القصيرة. و يجري حاليا التحقق من استخدام تقنيات زمن الرحلة لتصوير أنسجة ليِّنة (التصوير المقطعي الضوئي المحوري) لتطبيقها بنشاط كبير من قبل الباحثين مثلا في

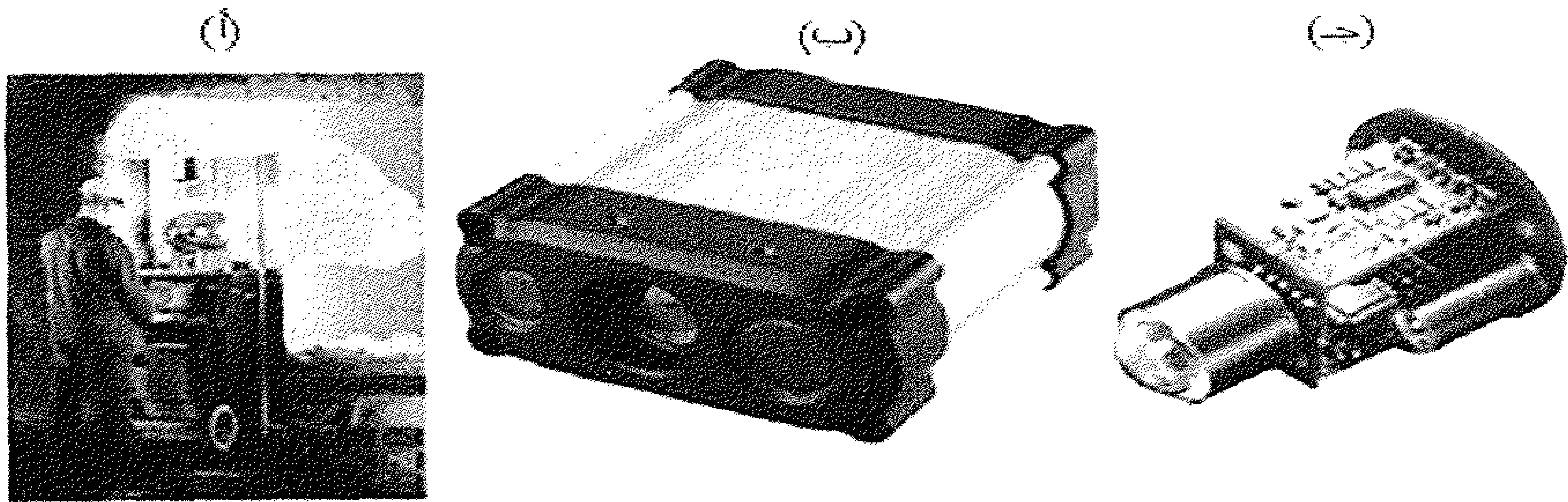
تشخيص سرطان الثدي وتصوير حالة الأكسجة في دماغ حديثي الولادة [87]، راجع الفقرة ٥,٥,٢. من وجهة نظر صناعة الورق، فإن واحد من أهم خصائص ورقة الرسم هو تفاعل الضوء مع بنية الورقة. أحد طرق الحصول على فهم أكثر تفصيلاً لنشر الضوء في الورق ولب الورق هي قياسات عالية الدقة لتأخير نبضات الضوء التي تعاني منها عند مرورها عبر ورقة أو عينة من اللب [88]، انظر الفقرة (٥,٥,٣).

أما بالنسبة للمواد المركبة، يمكن أن تدمج الألياف الضوئية فيها خلال عملية التصنيع. يمكن أن يقاس زمن رحلة نبضة الضوء في الألياف الضوئية بتمايز من بضعة بيكوثانية باستخدام تقنية مشابهة لـ OTDR مقياس الانعكاس في المجال الزمني الضوئي. تستند الحسابات على حقيقة أن زمن رحلة النبضة الضوئية في الألياف تكون تابعة لطول ولمعامل انكسار الألياف، والتي تتأثر بالإجهاد، و درجة الحرارة، و الضغط [89]، انظر الفقرة (٥,٥,٤).

وضعت التطبيقات التجارية في القطاع المدني عدة قيود على الأجهزة التي تعتمد على الليزر والتي ينبغي التقيد بها. أولا، ما يسمى شرط الفئة الأولى لليزر (سلامة العين) والتي تحد من القدرة العظمى لليزر النبضي لبضعة واطات، ومع ذلك، فإن الكشف الموثوق لأهداف ذات انعكاس منخفض أو ذات درجة حرارة مرتفعة، يتطلب ذروة قدرة ضوئية عالية بما فيه الكفاية. يساعد استخدام نبضات من رتبة البيكوثانية في التغلب على مشكلة سلامة العين، ولكن على حساب المُسْتقْبِل مع عرض نطاق ترددي مرتفع. حيث تعطي النبضات الأقصر أيضا دقة أفضل [90]. الضوء الليزري الذي يعمل بطيف الأشعة تحت الحمراء البعيدة (أعلى من ١٤٠٠ نانو متر) يدعى آمناً للعين إذا استخدمت مستويات قدرة مُعدَّلة والتوجه هو الانتقال إلى ذلك المجال من الطول الموجي لاستخدامه في التطبيقات في أي مكان. يتم تحديد مدى الضرر البصري بواسطة الإشعاع الليزري بمدة التعرض، وأبعاد حزمة الإشعاع الليزري.

التعرض الأقصى المسموح به (MPE) Maximum permissible exposure، هو مستوى الإشعاع الليزري الذي يمكن أن يتعرض له أي شخص من دون أن يحدث تأثيرات خطرة أو تغيرات بيولوجية في العين. تُحَدَّد مستويات (MPE) ، كدالة لطول موجة الليزر، وزمن التعرض و تكرار النبضات. عادة مايعبر عن الـ MPE سواء حسب التعرض المشع Jcm^{-2} أو الإشعاع Wcm^{-2} لطول موجة معينة ومدة التعرض. وتحدد هذه الحدود حسب معايير الليزر الدولية.

الصفات المرغوبة جدا في جهاز محدد المدى تتضمن فعالية التكلفة .و وجوب خفض كل من الحجم والوزن، بالاضافة إلى خفض استهلاك الطاقة وذلك لزيادة مجالات تطبيقاته الممكنة. يمكن لهذه الأهداف أن تتحقق باستخدام الدوائر المتكاملة الخاصة بالتطبيق المحدد. لرؤية بعيدة المدى تتمثل في تحقيق مكون محدد مدى TOF كنظام ميكروي (صغري) يضم جميع العناصر الالكترونية الأساسية من: ديود ليزري، كاشف ضوئي ، قناة استقبال ومقياس لقياس الفاصل الزمني المختلط، بحيث تتوضع مجتمعة على دارة واحدة هجينة (الشكل رقم ٥,٩).

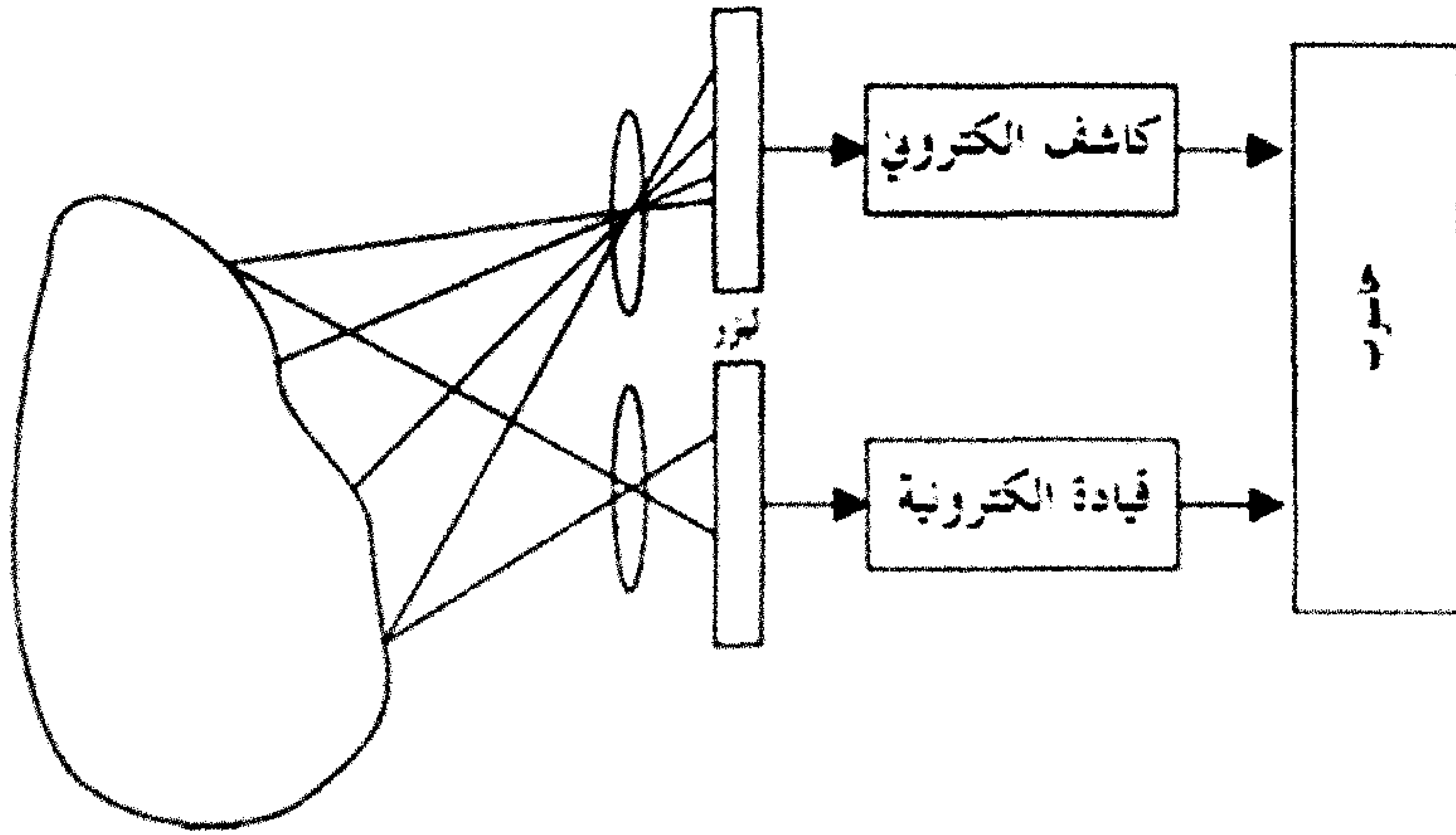


الشكل رقم (٥,٩). ثلاث مراحل لتطور أبحاث محدد المدى النبضي rangefinder TOF في جامعة أولو، فنلندا ونوبتيل أوي (بإذن من نوبتيل).

الرادار الليزري في الشكل رقم (٥,٩ أ) هو منتج تجاري لقياس سماكة التلبيس الساخن للمحول يتم تحديد مدى ضرر التشعيع الليزري للعين ، بمدة التعرض وحجم الحزمة و تحمل المحول للسخونة في مصانع الصلب وقد تم بناؤه باستخدام مكونات منفصلة وحقق مستوى دقة قياس بالسنتيمتر مع استهلاك طاقة حوالي الـ ٢٠ واط ، ويؤمِّن المسح بالاتجاهين x,y يدوياً. الشكل رقم (٥,٩ ب) يُظهر جهاز صغير لتحديد المدى يُستَخْدَم في مراقبة حركة المرور، الجهاز مؤلف من محدد مدى مع إمكانية قياس السرعة ASICs ، ويُستخْدَم في قناة المُسْتَقْبِل لقياس المدة الزمنية. يُظْهر الشكل رقم (٥,٩ج) مثالاً عن جهاز لتحديد المدى مدمج للبيئة القاسية.

(٥,٢) الرادار الليزري
Laser Radar

في القياسات الثلاثية الأبعاد 3D ، تم تجهيز محدد مدى ليزري مع مُرَمِّز للزاوية قادر على تحديد إحداثيات نقطة القياس. يتم المسح ميكانيكياً أو يدويا أو تلقائيا. في بعض التطبيقات، يكون المسح اليدوي كافيا (الشكل رقم ٥,٩ أ) ولكن في الأغراض الحرجة زمنياً تكون هناك حاجة لزيادة معدل القياس في نظام القيادة الآلية. وتشمل التقنيات الأساسية رأس قياس ماسحا أو فقط شعاع قياس ماسحا بقياس حزمة الشعاع بواسطة مرايا تحركها جلفانومترات (الجلفانومتر القذفي). الرادار الليزري هو جهاز يستخدم إحدى تقنيات قياس المسافة كما وصّفت من قبل، ويمسح اتجاه قياس المسافة في بعدين. هذا ما يسمح لإنشاء صورة للمسافة، أو بتعبير أدق صورة للأشكال الجانبية للعمق لجسم ما، حسب الاقتضاء، على سبيل المثال، في مجال الروبوتات.



الشكل رقم (٥,١٠). المخطط الصندوقي لمسح المستوى المحرقي .

ويمكن استخدام المسح في مستوى محرقي بدلا من أشعة الليزر الضيقة و التي تمسح السطح ميكانيكيا، نقطة نقطة. هذا يسمح للمجموعة أن تكوِّن الخريطة دون الحصول على مسح الشعاع الميكانيكي. نتيجة لذلك يتحسن بشكل كبير أداء رسم الخرائط ثلاثية الأبعاد، وخاصة فيما يتعلق بقياس الوقت، كما يخفض ذلك بشكل كبيرٍ من التعقيدات الميكانيكية وفي متطلبات الحجم والاستهلاك. يوضح الشكل رقم (٥,١٠) مبدأ المسح البؤري.

يضيء شعاع ليزري واحد مجال رؤيته على السطح و يُرى الجزء المضاء من السطح باستخدام مصفوفات كشف منفصلة عادة مصفوفة APD. حيث يغطي كل كاشف الجزء الخاص به من مجال الرؤية المضاءة بواسطة الليزر. يتم تحليل إشارات الكاشف في النطاق الزمني، و يتم احتساب المسافات إلى نقاط معينة على أساس قياس الفواصل الزمنية. ويمكن للنظام في وقت واحد أن يقيس المسافات في اتجاهات متعددة دون تحريك أي من الأجزاء [91].

تتطور مصفوفة الديود الضوئي الانهياري (APD) بسرعة وذلك بالاعتماد على البحث المتعلق بال(PET) التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني للكشف عن الوميض لتحل محل الجهاز اللاقط للشحنة CCD [92]. عادة ما تكون مصفوفة المستقبل APD مؤلفة من٢×٢ لتصل إلى ١٢٦× ١٢٦ نقط صورية (pixels) (لا تزال في مرحلة التطوير). معظم هذه المصفوفات لايحتوي دارات متكاملة لقياس المدة الزمنة. استثناء واحد هو مصفوفة كواشف ٣٢ × ٣٢ من مختبر لنكولن MIT Lincoln في معهد للتقنية مزودة بدوائر مؤقتات رقمية نوع ٠,٣٥ميكرومتر CMOS لكل بكسل (نقط صورية). يحتوي كل بكسل هجين على ديودات كاشف انهياري يعمل بنمط جيجر و دائرة توقيت [93، 94].

مصفوفات الديودات الكاشفة الانهيارية APD ٣٢ × ٣٢ صُنِّعت من ديود ذي منطقة فعالة قطرها ٣٠ ميكرومترا. الخطوة الواحدة على مصفوفات الـ APD هي ١٠٠ ميكرون تقدم عامل ملء ٧ ٪، وهي نسبة منخفضة جدا مقارنة لما في الظاهر ٩٠ ٪ من التطبيقات الثلاثة المحتملة (المواعدة واللقاء، و الهبوط على الكواكب، والملاحة الاستكشافية). وفي حين أنه من الممكن زيادة عامل الملء بربط مصفوفة عدسات ميكروية لمصفوفة الكاشف، هذا من شأنه أيضا لأن يزيد من تدفق الضوء الخلفي . البديل هو استخدام عنصر بصري حارف لنقل حزمة شعاع ليزر وحيد النمط لنموذج مصفوفة من ٣٢×٣٢ بقعة ضوئية (بيكسل) إلى الهدف. يجب محاذاة العناصر الضوئية بحيث تكون كل بقعة ليزر متصلة مع بيكسل. تزيد التقنية هذه من معامل الملء وتُنقص من خطأ الكشف الناتج عن الخلفية الضوئية.

من أجل الحصول على مقاطع بمعدل أعلى عند ذلك العمق، هناك رقائق استشعار مماثلة للواقط الضوئية CCD_s مع الكترونيات داخلية لكشف انزياحات الطور بحيث يتمكن آنياً من قياس المسافة لكل بيكسل. مما يسمح لتصوير سريع ثلاثي الأبعاد بأجهزة مدمجة [95].

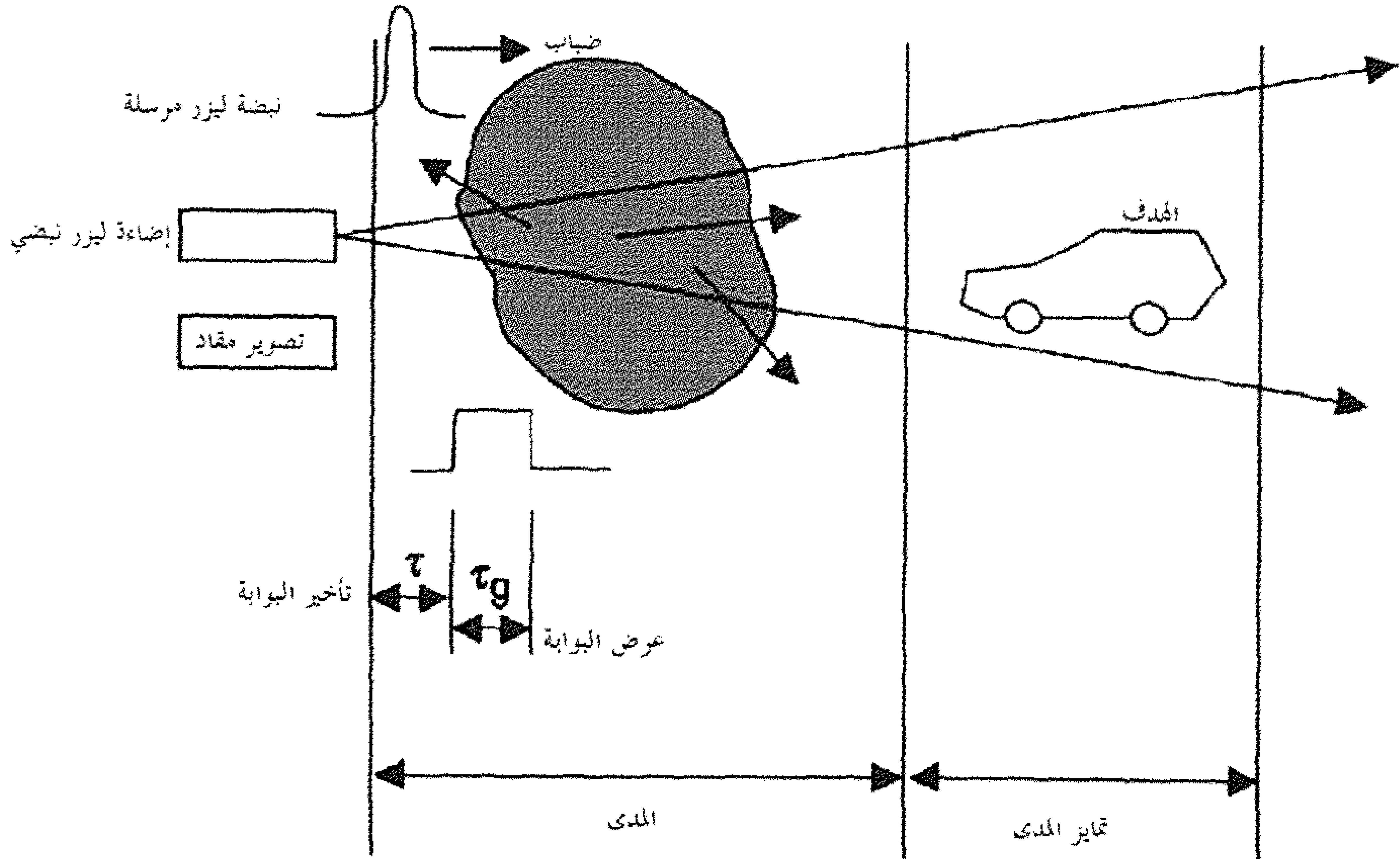
(٥,٣) التصوير المقاد
Gated Imaging

تستخدم أنظمة التصوير المقاد بالمدى Range gated imaging systems إضاءة ليزرية نبضية لتشكيل صورة للهدف. يُزامَن في مثل هذه الأنظمة وقت التعرض للكاميرا مع زمن وصول نبضة الليزر المرسلة بحيث إن مسجلات الصورة تكشف وصول الضوء فقط من مسافة محددة مسبقاً، وبالتالي القضاء على أي انعكاس ارتدادي لكاميرات التحكم بالمدى والانعكاسات غير المرغوب بها خارج مجال الاهتمام. تشمل المزايا الرئيسية لكاميرات التحكم بالمدى مقابل تلك غير الفعالة إمكانية تحديد آني للمدى، والقدرة على الرؤية من خلال الدخان والضباب وغيرها مثل الغطاء النباتي. مقارنة مع ما تؤمنه صور الأشعة تحت الحمراء الحرارية أو صور رادار الأمواج الميكروية من ضآلة وضوح في أحوال الطقس الرديئة إلا أنها أفضل من ناحية تمايز (دقة) التصوير الزاوي بسبب الموجات القصيرة المستخدمة في الإضاءة. كما أنها تتمتع بإمكانيات كبيرة في مجال تعزيز الرؤية المركبة إلى جانب التطبيقات العسكرية التي تستخدم بها نظم التصوير المقادة في مجال الرؤية المدعمة والمتنقلة. كما يوضح الشكل رقم (٥,١١) مبدأ التحكم بالرؤيا.

تضيئ نبضة ليزر قصيرة المشهد بكثافة بوجود أنبوبة تصوير مرتفعة الكسب مقادة زمنياً (gated) بحيث تكون النتيجة سلسلة من الصور في شرائح النطاق. يتم تزامن التحكم بالتأخير (τ) مع زمن عبور نبضة الليزر المرسلة وعرض النبضة (τ_g) مع مدة بقاء النبضة الليزرية. يمكن الحصول على صور ثلاثية الأبعاد 3D من سلسلة من صور ثنائية البعد 2D بإزاحة القيادة. الأنابيب التي يمكن أن تكون حساسة في العين عند أطوال موجية آمنة (١,٥ ميكرومتر) لها دقة تمايز مكاني عال ٣٠- ٦٠ (بيكسل لكل ملم) يمكن باستخدام بصريات مناسبة تحقيق تمايز لأهداف بعيدة المدى. بدلا من ذلك، يمكن لكاميرات CCD المعززة

التقاط صور كدالة لتأخير نبضات الليزر [96]. إذا ما استُخدِّم ليزر نبضي بطاقة كافية فإنه يمكن الرؤية من خلال الضباب والحواجب الأخرى [97].

يُحتاج عادة لنبضات ليزرية قصيرة جدا (أقل من ١ نانو ثانية) وقدرة فعالة حتى (١ ميغاواط) في مجال الأنظمة المقادة. القضايا الرئيسية لنبضات الإضاءة هي القدرة الكلية، وعرض النبضة، والطول الموجي، والانحراف. تحدد القدرة الكلية مجال التشغيل وكثافة التشتت والتي من أجلها يكون النظام مفيداً. يحدد عرض النبضة أقصر عرض بوابة قابل للتطبيق مما يحد من مدى التمايز والقدرة على القضاء على الضوء المتشتت. يعتمد الطول الموجي الصحيح على وسط التشتيت، والطيف المطلوب للتصوير و قضايا سلامة العين. تذبذب نبضات الإضاءة يؤثر على تمايز المدى (المقاد) للنظام.



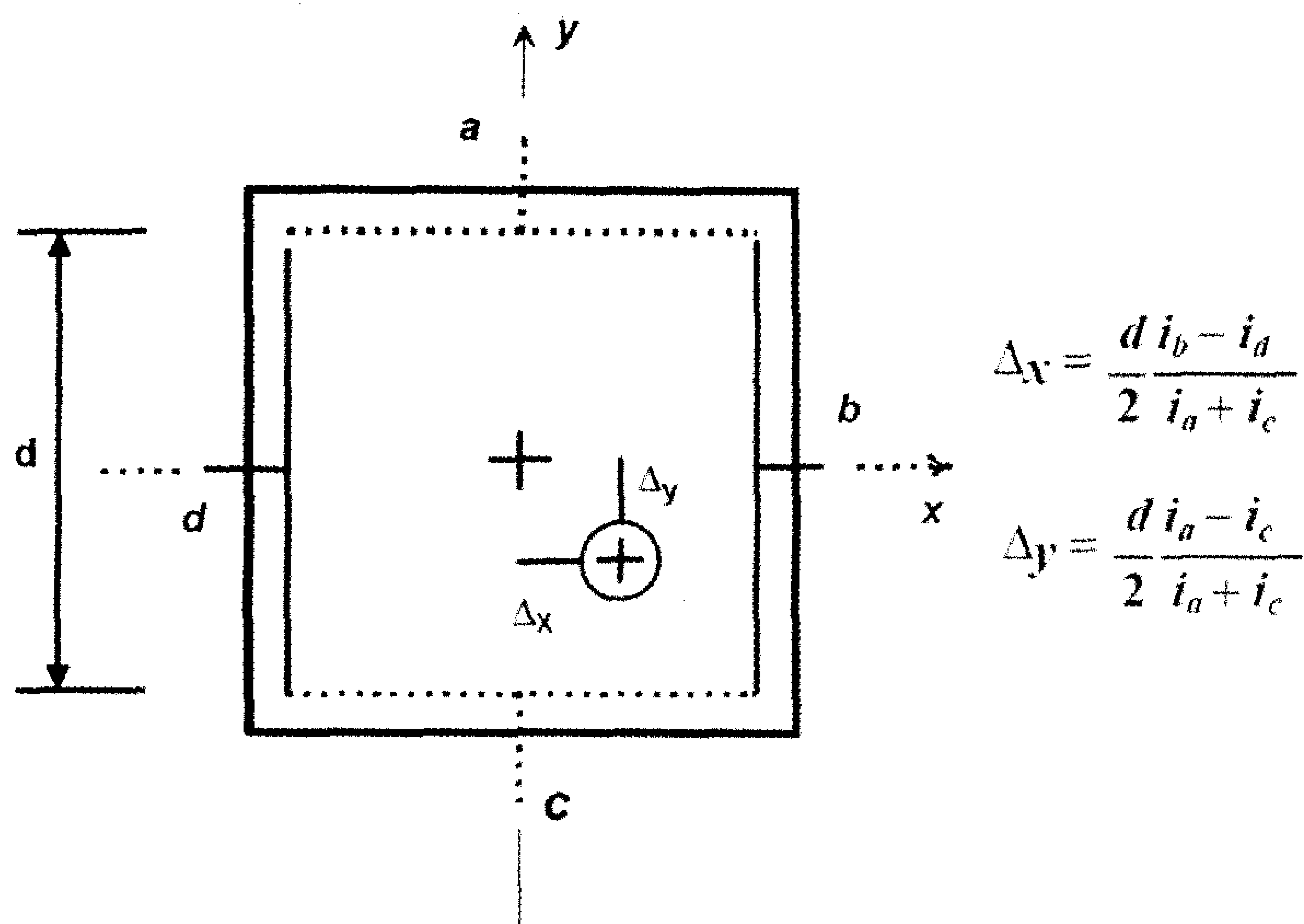
الشكل رقم (٥,١١). التصوير المقاد.

تكون النبضات القصيرة، الأقل من ١٠٠ بيكو ثانية، مناسبة خاصة لتشغيل أجهزة تصوير مقادة بالمدى في نمط العد الفوتوني. يعتمد هذا التصوير على أساس وضع كاشف ضوئي انهياري يعمل بنمط جيجر والذي هو قيد التطوير كما تمت مراجعته في الفقرة (٥,٢) [94]. بالإضافة إلى التصوير الحساس المقاد، فإن وضع مصفوفات العد الفوتوني نمط جيجر من شأنه أن يسهل تصوير المدى المباشر كنتيجة لخصائص التزامن الدقيق لانهيار نمط جيجر. إن تطوير مصادر ليزرية عالية القدرة بمجال البيكوثانية وذات الأحجام الصغيرة سوف يدفع باتجاه التقدم بتطوير نظمة التصوير التحكمي عالية الأداء. كما أُنشئ مؤخراً نظام ليزر مُصَغَّر، يُنتِج نبضات ذات ٣٥ [µJ] وبطول موجي ١٥٣٧ [µm] و بزمن بقاء نبضة ١٩٠ بيكوثانية (FWHM) و بمعدل ترددي ٦ [KHz]، تم توصيفه في المرجع [98].

(٥,٤) قياس موضع الشعاع الضوئي باستخدام كاشف حساس الموضع (PSD)

Light Beam Position Measurement Using Position Sensitive Detector

إن مصطلح (PSD) التمثيلي هو حساس موضع الشعاع الضوئي، يستخدم على سبيل المثال، الديود الضوئي ذا الأثر الجانبي (LEP) مما يوفر بيانات مستمرة عن الموقع بدقة عالية وباستجابة سريعة. يمكن تقسيم (LEP) إلى أنواع ببعد واحد أو بُعدين. تمايز الموضع هو الحد الأدنى لتحسس إزاحة بقعة الضوء الممكن تبيانها بالمسافة على سطح الحساس الضوئي. ويمكن للقيمة العددية للتمايز أن تكون، على سبيل المثال ١٠٠٠٠/١، (الدقة ١ميكرومتر و طول الكاشف١٠ميلي متر) يكون تمايز الوضع الضوئي في الهواء المحيط الخارجي محدودا باضطراب الغلاف الجوي. ينتج الديود ذو الأثر الجانبي (LEP) تيارين (1D) أو أربعة تيارات (2D) تتناسب مع الموضع النسبي لبقعة الضوء الساقط. يحسب موضع البقعة من الفرق في مقدار التيارات كما هو موضح في الشكل رقم (٥,١٢).



الشكل رقم (٥,١٢). مبدأ عمل الديود الضوئي ذي الأثر الجانبي LEP ثنائي الأبعاد.

عندما تسقط بقعة ضوء على سطح كاشف، فإن التيار من كل مصعد يتناسب مع الموقع النسبي للبقعة وإذا كانت البقعة، في المركز فإن التيارات تكون متساوية. وعندما تتحرك بقعة الضوء، فإن تغير التيارات الخارجة يسمح بحساب الإزاحة من العلاقة المعطاة في الشكل رقم (٥,١٢) حيث i_d، و i_b، و i_c ، و i_a هي متوسط التيارات للتلامسات a, b, c, d و الطول الجانبي من المساحة الفعالة للكاشف هو d . الإحداثيات التي يقدمها LEP هي مركز كتلة الأشعة ضوئية. الديود الضوئي ذو الأثر الجانبي LEP يوفر دالة تحويل خطي ويمكن استخدامه كأداة استشعار ضوئية خطية للإزاحة أو للزاوية.

على سبيل المثال في حالة قياس حزمة شعاع منعكس المبين في الشكلين رقمي (٥,٣ و ٥,٢)، فإن الإزاحة الجانبية للعاكس (ΔX ، ΔY) عن مركز مجال القياس هي [99] .

$$\Delta Y = \left(\frac{d}{2}\right)\left(\frac{L}{f_e}\right)\left[\frac{i_a - i_c}{i_a + i_c}\right]$$

(٥,١١) و,

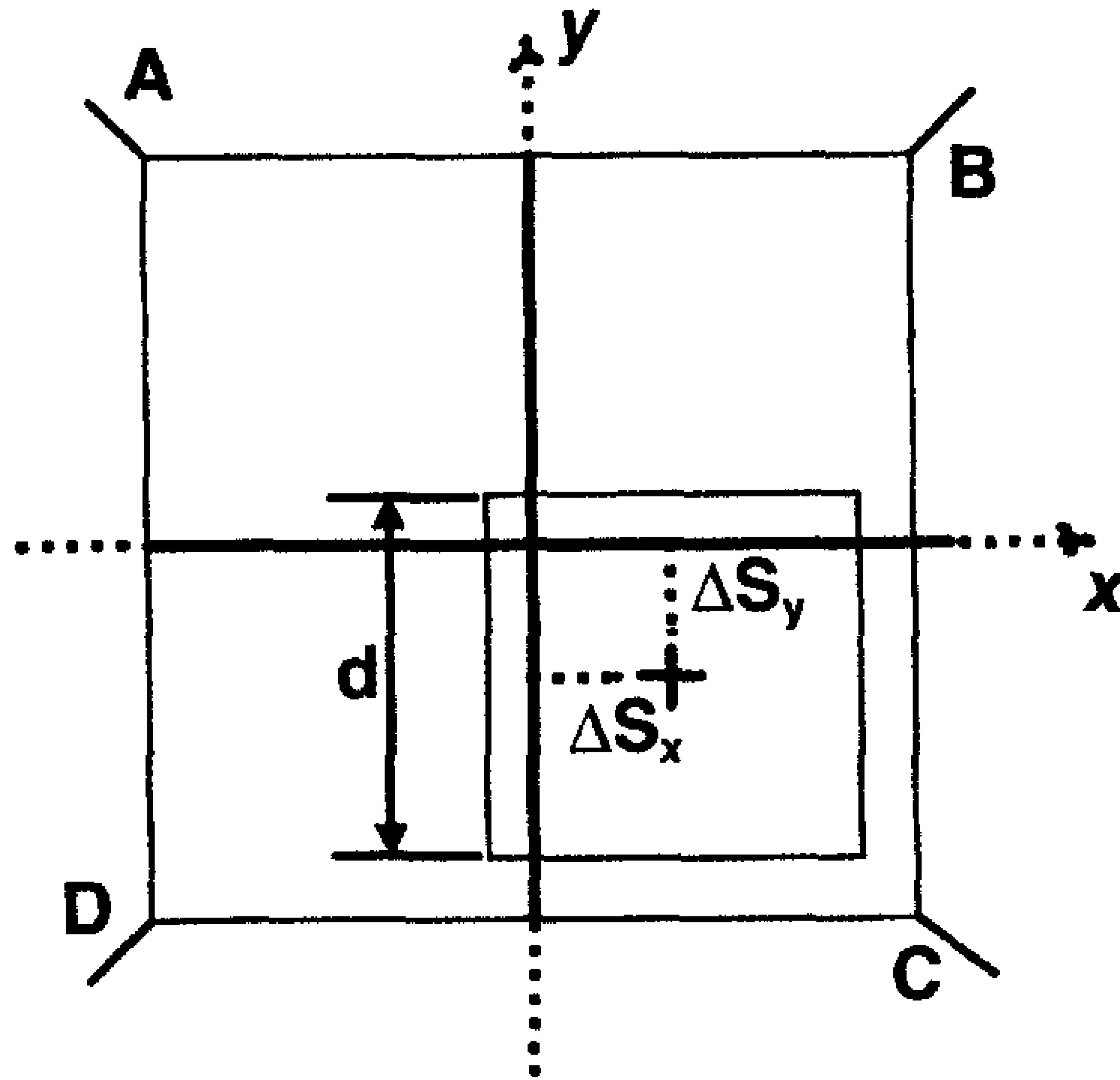
$$\Delta X = \left(\frac{d}{2}\right)\left(\frac{L}{f_e}\right)\left[\frac{(i_b - i_d)}{(i_b + i_d)}\right]$$

حيث L هي المسافة إلى الهدف و f_e هو البعد المحرقي الفعال للمستقبل الضوئي. محددات الأداء الهامة هي الموضع و التمايز، والخطية وقياس مجال الرؤيا (MFOV)، التي ينبغي أن تُحَسَّن في حساب الإشعاع الخلفي.

(٥,١٢)

$$\text{MFOV} = d/f_e$$

عادة ما يكون لديودات الأثر الجانبي الضوئية LEPs المتوفرة تجاريا مساحة مربعة فعالة بطول جانبي ١٠-١ ميليمتر ومعظمها من السليكون باستجابة طيفية من ٤٠٠-١١٠٠ نانومتر.



كاشف الحساس الموضغي الرباعي 4Q

$$\Delta S_x = \frac{d}{2}\frac{(i_B + i_C) - (i_A + i_D)}{i_A + i_B + i_C + i_D}$$

$$\Delta S_y = \frac{d}{2}\frac{(i_A + i_B) - (i_C + i_D)}{i_A + i_B + i_C + i_D}$$

الشكل رقم (٥,١٣). مبدأ تشغيل كاشف حساس الموضع الرباعي (4Q).

نوع تمثيلي آخر من الكاشف الحساس للموضع PSD يسمى الكاشف الرباعي (4Q) يتكون من أربعة ديودات ضوئية منفصلة كل واحد منها يملأ مربعاً من المربعات المصورة في الشكل رقم (٥,١٣) يعطي الكاشف الحساس للموضع الرباعي 4Q PSD أيضاً أربعة تيارات لحساب موضع الحزمة إلا أن سيئته تكمن في خطيته غير الكفوءة وفي شرط بأن تغطي الأشعة جزئيا كل واحد من الديودات.

تفضل الديودات الكاشفة للموضع التناظرية PSDs في قياسات السرعات العالية وبوجود إشعاعات خلفية عالية. يعطي تصميم ومبدأ تشغيل الـPSDs البسيط مزايا في الاستقرار والوثوقية. الإلكترونيات اللازمة لمعالجة إشارة الخرج التناظرية (التمثيلية) هي بسيطة للغاية وقابلة للتنفيذ بتكلفة منخفضة. دقة الموضع بحدود ٠,١ ٪ قابلة للتحقيق و مجال السعة الديناميكي يفوق عدة ديكادات. لتجنب ، على سبيل المثال، التداخل مع الضوء الشارد، هناك طريقة معيارية لمعالجة الإشارة ممكن استخدامها بسهولة مثل استخدام الضوء المُعدّل .

بدائل عن أجهزة الكشف التناظرية هي الكواشف المصفوفية (CCD وCMOS). كل من الكواشف الحساسة للموقع التناظرية (التماثلية) PSDs و الكواشف المصفوفية (CCD وCMOS) على حد سواء ذات قدرة على كشف الضوء إلا أنهما يعملان بطرق مختلفة. مخرج الـ PSD هو تابع لمركز ثقل التوزع الكمي للضوء الكلي على المنطقة الفعالة. أما خرج كاشف المصفوفة فهو القيمة العظمى لشدة الضوء على المنطقة الفعالة لكل بكسل وبالتالي يصف صورة. تُقْرأ شدة بكسل الـ CCD بشكل تسلسلي، سطرا بسطر. تعطي مصفوفة الـ CMOS شدة كل بكسل بالنمط التفرعي (التوازي).

الـ CCD هو جهاز مؤلف من مصفوفة ثنائيات (ديودات) MOS متقاربة. حيث يُسَجل الضوء كشحنة كهربائية في كل ثنائي. ممكن أن تُنقَل الشحنات المجمعة بنمط

تسلسلي لخرج الجهاز المحكوم بنبضات ساعة متتابعة. يعطي الـ CCD خرجاً رقمياً. لا يتمكن الـ CCD من قياس مركز ثقل بقعة الضوء من دون معالجة إشارة رقمية إضافية. أخذ العينات والمعالجة الرقمية تجعل الـ CCD أبطأ من كاشف حساس الموقع PSD. ومع ذلك ، من أجل الوصول إلى أقصى دقة و أعلى تمايز يجب عمل استيفاء بين البقع الضوئية (pixels) المتجاورة. تمثل المسافة بين كل بقعتين ضوئيتين متجاورتين الحد الأدنى لحجم البقعة. المجال الديناميكي للـCCD محدود ويمكن أن تعطي إزاحة مفاجئة في شدة الضوء زيادة ظهور التبقع. تتغلب مصفوفات الـ CMOS على الكثير من نقاط ضعف الـ CCDs عندما يتعلق الأمر بالمجال الديناميكي والسرعة.

يكمن ضعف كاشف حساس الموقع التمثيلي PSD بأنه لا يمكنه التفريق بين العديد من الحزم. يكون مخرج هذا الكاشف مركز ثقل الإنارة الكلية. يعطي استخدام مصفوفة إمكانية للتفريق بين حزمتين مختلفتين عن طريق تقييم قوة إشارة بقع الضوء. كما يتبين من السابق فإن أسرع وسيلة لقياس الموضع وسط بقعة ضوء هو استخدام كاشف حساس الموضع التناظري. الذي يمكن استخدامه بفعالية في نظام المحاذاة حيث يتم قياس موضع شعاع ليزري مرجعي. مثل هذه النظم ممكن استخدامها في التطبيقات المتعددة المحاذاة ، من الجسور إلى أنظمة التدريب على إطلاق النار الضوئي.

تستخدم PSDs على نطاق واسع في حساسات الإزاحة باستخدام التثليث. يمكن أن يُصنَّع مثل هذا النظام بتكلفة منخفضة باستخدام الكترونيات بسيطة. السيئة هي في الحالة التي يتم عندها اختراق الضوء لجسم مسامي مثل الورق ، عندها يمكن أن يسبب السطح الذي يتم قياسه ، تغيرات كبيرة في القيم المقاسة. كما يجوز أن يشوه سطح النسيج شكل بقعة الضوء المستخدمة في القياسات. وهذا يمكن أن يحدث انحرافاً في مركز ثقل بقعة الضوء المستخدمة في القياسات وبالتالي إلى جانب كاشف حساس الموقع. باستخدام معالجة ضوئية متطورة للإشارة مثل الترشيح الضوئي إلى جانب الكشف

المتزامن مع كاشف حساس الموقع يمكن أن تحل المهام الصعبة مثل قياسات إزاحة الحديد الساخن أو أخذ قياسات داخل قوس شعلة اللحام.

إن كاميرا المسح الخطي هي جهاز التقاط الصور لها حساس CCD ومُشَكَّلة من خط واحد من العناصر الحساسة للضوء (pixels). لذلك، على عكس الحساسات السطحية التي تولد إطارات، يتم في هذه الحالة التقاط الصور سطرا بسطر. يمكن اعتبار خط المسح الواحد كرسم ببعد واحد لسطوع الخط المُراقب في المستويات الرمادية (على سبيل المثال، ٠-٢٥٥ مستوى). إن تغييراً مفاجئاً في مستوى اللون الرمادي عند نقطة واحدة يقابل إما نقطة على حافة العنصر أو أي تباين لمواصفات الصورة الملتقطة. يسمح الكشف عن هذا التغيير بقياس دقيق، بفضل التمايز العالي للحساسات الخطية التي هي أفضل بكثير من تمايز تصوير مساحة. على سبيل المثال، فباستخدام الضوء الخلفي، يمكن كشف موضع وعرض شريط أو شوائب (ثقوب، و خدوش، و بقع، الخ) على السطح المفحوص.

نظام الاستشعار الخطي له سرعة عالية وتمايز عال. تمايز كاميرا المسح الخطي أكبر بـ ١٠ مرات من كاميرات المسح السطحي و يمكن عادة أن تمسح عند الـ ٢٠ ميغاهرتز (٠,٢٦ميلي ثانية/٥١٢٠ خط بكسل) مقارنة بـ ١٠ميغاهرتز (٢٦,٢ ميلي ثانية/٥١٢× ٥١٢ وصورة) لكاميرا مسح مساحة. عند فحص جسم متحرك باستمرار مثل الصفحة تتم معالجة الاشارة بسهولة بواسطة الكاميرا الخطية بسبب مخرج الفيديو الخاص بها عند كل مسح. تحتاج كاميرا المساحة لتزامن مناسب. يكون التركيز في هذا الكتاب على استخدام الديود الضوئي ذي الأثر الجانبي LEP فيما يتعلق بالتطبيقات الفقرات (٥,٥,٥ و ٥,٥,٦) لقياس الموضع بالشعاع الضوئي.

(٥,٤,١) التمايز والاضطراب Resolution and Turbulence

يمكن استخدام الـ PSD في التطبيقات العملية بطريقتين مختلفتين لقياس موضع أو اتجاه شعاع. يَسْتَخدم حساس الشعاع المباشر شعاعاً ضيقاً يصدم السطح الفعال لكاشف حساس الموضع PSD ويَستَخدم حساس الشعاع المنعكس شعاع زاوية واسعا لإضاءة الهدف والعاكس الذي فوقه. يمكن أن يكون العاكس عبارة عن منشور مكعب زاوي أو صفيحة عاكسة. يُهَيمن عملياً الضوء المنعكس من العاكس على الإشارة العائدة الى المُسْتقبل. يُركِّز الضوء على سطح كاشف حساس الموضع PSD من قِبَل عدسة موجبة موضوعة قبل الكاشف. يُعطي موضع نقطة التركيز اتجاه شعاع حزمة الضوء مُقارنةً مع العاكس. إذا كان العاكس في منتصف الحزمة فإن الضوء المنعكس مركز على منتصف سطح كاشف حساس الموضع الفعال. إذا مُسِحَت الحزمة، فإن بقعة الضوء على كاشف حساس الموضع PSD تمسح بشكل مماثل. تَقيسُ المسافةُ الحركةَ الحقيقيةً لبقعة الضوء على كاشف حساس الموضع PSD. مُثِّل التحسس المباشر في الشكل رقم (٥,١) و شعاع الاستشعار المنعكس في الشكل رقم (٥,٢).

يعتمد التمايز في الكاشف PSD على سعة الإشارة. وقد قام عدة مؤلفين بتحليل دقة اكتشاف الإشارة وآخرهم دوناتي Donati وآخرون [100]. يُحدِّد ضجيج الطلقة القائم على الإشارة (المدى الكمي) المدى المطلق للتمايز. و يتناسب عكسيا مع عدد الفوتونات المكتشفة أو بشكل أدق مع الجذر التربيعي لعدد الإلكترونات الفوتونية (Nph) المستخدمة في عملية القياس.($\sim 1/\sqrt{N_{ph}}$) في الحالة الحقيقية. يُهيمن عادة كاشف تيار الظلام ومضخم الضجيج الأولي مع الأخذ بعين الاعتبار الإشارة المعتمدة على ضجيج الكم. ويطلق الطول المميز Lc على عامل آخر الذي يمثل إما البعد، أو القطر أو الوقت اللازم لمعالجة الإشارات. و كلما زاد الطول المميز كبر الضجيج (σ)

$$\sigma = L_c/N_{ph}. \quad (٥,١٣)$$

الطول المميز لكاشف حساس الموضع التماثلي هو قطر بقعة الضوء (w) على سطح الكاشف. ويمكن استخدامه لحساب دقة قياس الموضع (σ_x، σ_y)، كما رأينا في (٥,١٤).

$$\sigma_x , \sigma_y = (\pi/2)^{1/2}(kw/SNR), \quad (٥,١٤)$$

حيث k هو ثابت يحسب من محددات الضجيج كاشف حساس الموضع و SNR هو النسبة بين القيمة الفعالة للإشارة و تيارات الضجيج [100]. إذا استخدمت طريقة الشعاع المنعكس فإن عرض الشعاع على سطح الكاشف يتحدد من MFOV، كما تم تبيانه في (٥,١٢). يتم تحديد الطول المميز لأنظمة القياس المختلفة من مبدأ القياس أي، أجل محدد المدى النبضي TOF هو الوقت اللازم لتحديد وقت الإيقاف ومن أجل التثليث فهو الشك في قياس الزاوية [100].

وقد تم قياس وتحليل الاضطراب في الغلاف الجوي من قبل " Mäkynen" وآخرون [99 ، 101 ، 102]. ومؤخرا يشار في [103] إلى إن اضطراب الغلاف الجوي يسبب ظاهرة يشار إليها بشكل شائع على أنها هيمان الشعاع على وجهه، وومضان وتنفس الشعاع scintillation، وفقاً للتأثير الناتج على بقعة الشعاع كما يُرى على الشاشة بعد الانتقال خلال الجو المضطرب. المقصود بهيمان الشعاع على وجهه عشوائية التغيرات في موضع بقعة الشعاع على الشاشة. تكون تقلبات ومضان الإضاءة داخل الشعاع و التوسع و الانكماش في تنفس الشعاع أبعد من توقع البعد بواسطة أبعاده و حيوده. سبب نشوء هذه الآثار انعدام التجانس في معامل انكسار الهواء الذي ينشأ أساسا من الاختلافات في درجة الحرارة المكانية داخل الغلاف الجوي. و التأثير المهيمن هو هيمان الشعاع على وجهه في الاضطرابات الضعيفة و الومضان في الاضطرابات القوية.

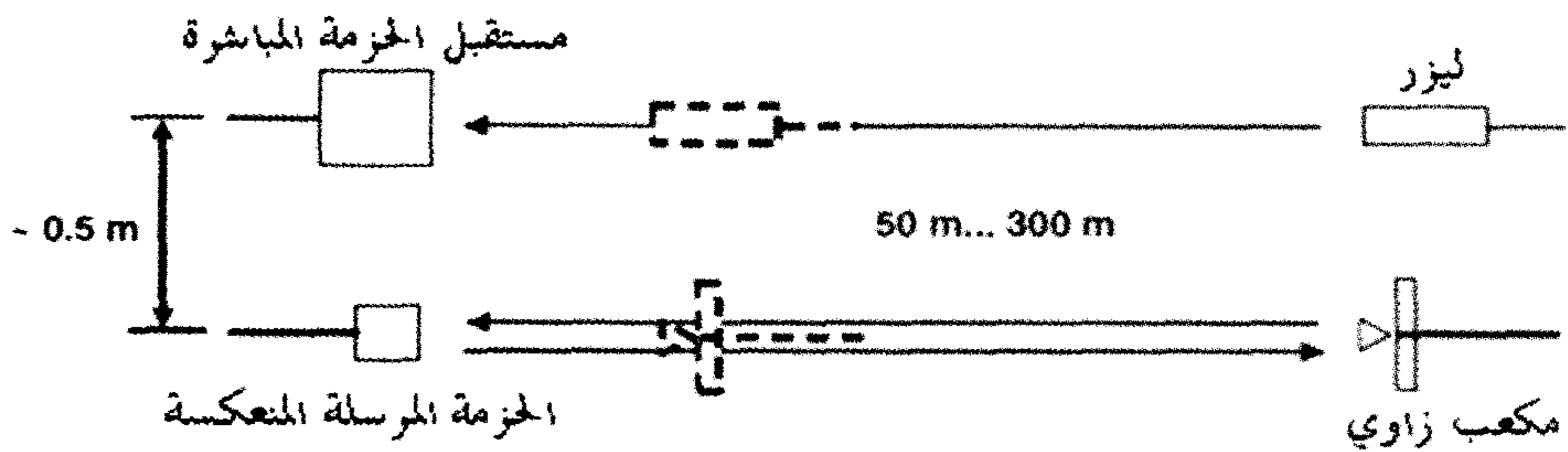
أثر الاضطراب في الغلاف الجوي على انتشار الشعاع هو نتيجة للظواهر المعقدة. مع ذلك في بعض الحالات، يمكن أن تكون القدرة على استخدام معادلات بسيطة أمرا مُرضيا. يمكن استخدام معادلات الهندسة الضوئية بنجاح للتنبؤ عن تأثيرات واسعة النطاق مثل تقلبات زاوية الوصول أو هيمان الشعاع على وجهه. يفترض مع ذلك، أن قطر الشعاع (w) لا يمكن أن يتغير تغيراً ملحوظاً بالحيود، أو بسبب التبعثر الناتج عن اضطراب الغلاف الجوي. يتحقق الشرط الأول إذا تم قياس المسافة (L) ضمن نطاق حيود فرينل Fresnel diffraction range $w > \sqrt{L\lambda}$ و الشرط الثاني أن يكون الاضطراب في تكامل المسار ضعيفاً (طول الترابط) $\rho_o > L\lambda/\omega$ [104].

توجد تطبيقات عديدة في الهواء الطلق والتي تتم فيها قياسات ضوئية تحت اضطرابات قوية في الغلاف الجوي. وتشمل هذه على سبيل المثال أشكالاً مختلفة لقياسات إزاحة الاستشعار عن بعد للمحاذاة القائمة على الليزر، و المسح، و المحاكاة الضوئية لإطلاق النار. عادة ماتتغير في هذه التطبيقات قياسات المسافة من عشرات الامتار إلى حوالي ١كم، و الدقة المطلوبة من ٠,٠١ إلى ٠,١ ميلي راديان المقابلة لبضعة ملليمترات لإزاحة على مسافة ١٠٠متر، على سبيل المثال. وأظهرت الحسابات التي أجريت في [99–105] أنه يمكن تحقيق مثل هذا المستوى من الدقة.

يختلف تأثير الاضطرابات عن بعضها البعض فيما لو استخدم مبدأ الشعاع المباشر أم الشعاع المنعكس. وكذلك الأمر بالنسبة لاستخدام مبدأ كاشف حساس الموضع، أو كاشف حساس الموضع الرباعي 4Q، حيث يمكن أن يكون له تأثير على النتيجة. الشكل رقم (٥,١٤) مبادئ ترتيب القياس من قبل Mäkynen [69، 105] للتحقق من الحسابات النظرية.

قريباً، أظهرت نتائج القياسات المعطاة باستخدام LEP ككاشف تمايزاً محدوداً بالاضطرابات التي تتغير من ٠,٣ إلى ٤,٥ ميليمتر عندما تزداد المسافة من ٥٠ إلى ٣٠٠ متر عند مستوى اضطراب متوسط وذلك من أجل قياس مباشر للأشعة، و كان التمايز بطريقة الشعاع المنعكس أسوأ نحو ٥٠ ٪ من مكعبات الزاوية كعاكس. وأعطت أجهزة

الكشف الرباعي (4Q) في شروط الهواء الطلق تمايزاً أسوأ بحوالي ١٠ مرات من الديود الضوئي ذي الأثر الجانبي LEP. ليست الشروط أعلاه تقييدية للغاية عند الأخذ بعين الاعتبار حساسات الشعاع المنعكس عملياً. يمكن أن تتدهور دقة محدد المدى الليزري النبضي TOF rangefinder إذا لم يؤخذ الاضطراب بالاعتبار وبعناية عند تصميم الجهاز إذ إن سعة الإشارة المستقبلة تتأثر بالتوهج.



الشكل رقم (٥,١٤). قياسات اضطراب الغلاف الجوي في ترتيب الشعاع المباشر والشعاع المنعكس كدالة للمسافة.

(٥,٥) التطبيقات
Applications

تهدف التطبيقات إلى قياس زمن انتقال نبضة الليزر وموضع شعاع الليزر العديد. سوف تُناقش فيما يلي بعض تطبيقات كاشف حساس الموضع التماثلي (PSD) وزمن الرحلة النبضي (LEP) التي تم تطويرها مؤخرا لقياس المسافة. البعض منها هو قيد التطوير في مختبرات البحث ولكن معظمها تم تسويقه.

(٥,٥,١) تطبيقات مراقبة حركة المرور Traffic Control Applications

استُخدمت دوائر كهربائية حثية على نطاق واسع منذ سنوات في مجموعة تطبيقات متنوعة لمراقبة حركة المرور. ومع ذلك، قدمت التقنية الحديثة للقياس الضوئي الإلكتروني بديلاً مجدياً للغاية، ليس فقط فنيا ولكن أيضا بسعر منافس. لاستخدام

القياس الضوئي فوائد واضحة، أيضاً. ليس فقط بسبب بساطة التركيب والصيانة، ولكن أيضا لفتح إمكانيات جديدة. التطبيق الأسبق المعروف في صناعة الإلكترونيات الضوئية في حركة المرور كان رادار السرعة للمسافات الطويلة. وتطورت التقنية بسرعة منذ أن استخدمت الأجهزة الأولى و ربما تؤدي اليوم مقاييس محدد المدى الليزري إلى تقنية قياس السرعة.

حساسات قياس المسافة الليزرية المتكاملة الصغيرة تم تكييفها لتناسب الكثير من تطبيقات حركة المرور بشكل ملائم [106]، بما في ذلك:

١- تشغيل كاميرا المعتمد على قياس المسافة لنظام التعرف على اللوحة المعدنية (LPR).

٢- قياس سرعة السيارة وتشغيل الكاميرا المعتمدة على (LPR) في حالات انتهاك السرعة.

٣- قياس متوسط سرعة مركبة بين موقعين.

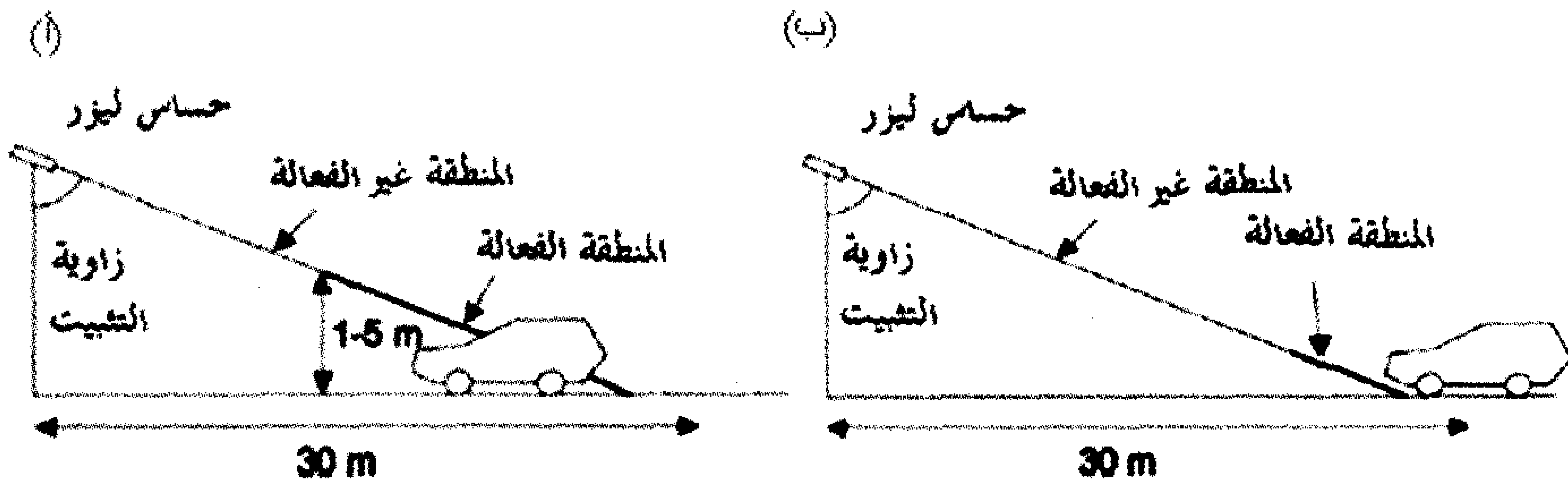
٤- تصنيف المركبات، وقياس الشكل الجانبي و الارتفاع و الطول.

٥- مسافة الأمان بين السيارات.

٦- مراقبة إشارة المرور الضوئية، وحساسات الدوران إلى اليسار.

٧- قياس السرعة بكاميرات قياس السرعة المحمولة.

٨- مدخل نفق التحكم، الخ .



الشكل رقم (٥,١٥). (أ) مقياس السرعة و (ب) تشغيل الكاميرا المعتمد على LPR.

يمكن في بعض الحالات استخدام معلومات المسافة الأساسية بشكل مباشر، و لكن تكون عادة معالجة بعض الإشارات ضرورية. يؤخذ في الغالب قياسات لآلاف المرات في الثانية، و يتطلب الكثير من القدرة لمعالجة الإشارة.

أحد تطبيقات محدد المدى الليزري النبضي TOF هو الكشف عن المركبات، عندما تكون المركبة متجهة نحو الكاميرا LPR. يمكن القيام بذلك أيضا من أجل المركبات المغادرة. مبدأ العملية هو قياس سريع للمسافة إلى العنصر واستخدام ذلك لتحديد لحظة التشغيل بدقة. تركيب أجهزة الاستشعار يكون عادة على ارتفاع من ٥-٧ متر فوق سطح الأرض توجه نحو الأمام و إلى الأسفل باتجاه الطريق. عندما تدخل المركبة منطقة التشغيل، التي تُعرِّفها المحددات، يُرسِل الحساس نبضة إلى الكاميرا. يجب أن تكون دقة التشغيل في مثل هذه الحالات عالية تصل إلى ٥-١٠ سنتمتر (أو ميلي ثانية)، اعتمادا على التركيبة، التي في الشكل رقم (٥,١٥ ب). يمكن استخدام منشآت مماثلة لقياس سرعة اقتراب أو ابتعاد المركبات، الشكل رقم (٥,١٥ ب).

يجب أن يكون قياس السرعة سريعاً جداً و أن تكون المعلومات متاحة بعد تجاوز المركبة نقطة القياس٢٠-٣٠ ميلي ثانية. يجب أن تقاس السرعة ضمن نطاق من١٠-٢٥٠ كيلومتر في الساعة. لإعطاء معلومات السرعة الزائدة لتشغيل الكاميرا، ويمكن ترتيب القياس على مرحلتين. أولا ، حساب قيمة السرعة التقريبية، والتي تستخدم للتشغيل. و أن يتم ذلك في بضعة ميلي ثانية. بعد ذلك تجرى مزيد من المعالجات على الإشارة لإعطاء قيمة السرعة النهائية لنظام الكاميرا. مما يوفر قياساً موثوقا به، حتى ولو كانت المركبات تقاد بالقرب من بعضها البعض. كما يمكن استخدام المعلومات للتحكم بالمسافات بين المركبات أيضا. إمكانية القياس الدقيق للهدف هي واحدة من أفضل سمات المبدأ الضوئي الموضح، لأن قياس مجال الرؤيا

يمكن أن يعدل إلى قيم صغيرة حسب الحاجة. يكون لرادار الموجات الميكروية عادة حزمة قياس أكثر من ١٠° وإذا وجدت أكثر من مركبة في مجال الرؤية فإن المستخدم في أغلب الأحيان لا يكون متأكداً من أي مركبة ستُكشَف.

يستخدم قياس المسافة السريع مع تقنية المسح الضوئي (رادار ليزري) في التطبيقات الصناعية للقياس الجانبي أو لحماية منطقة. في مراقبة حركة المرور، ممكن استخدام قياس سريع للمسافة من دون أي مسح ميكانيكي لتحديد الأشكال الجانبية للسيارة، لأن السيارة نفسها تتحرك. ويمكن أن يولد جهاز تحديد المدى السريع شكلاً جانبياً يمكن استخدامه فيما بعد لأغراض التصنيف. ومن ثم يمكن استخدام الجمع بين قياس سرعة المركبة وارتفاعها وطولها مع بيانات التشكيل الجانبي لمزيد من التحليل لنوع المركبة.

بديل هذا النوع من التطبيق هو استخدام كمرتين للمسح الخطي على جانبي الطريق. عندما تنتقل المركبة عبر خطوط المسح العمودية، تتشكل صورتان، يمكن أن تربط فيما بينها لتحديد سرعة المركبة. بالإضافة إلى السرعة، فإن النظام يكون قادراً على استخراج مجالٍ واسعٍ من المعلومات عن حركة المرور، من بين أمور أخرى مثل حجم المركبة، والتسارع و المسافات بين العربات. ويمكن لهذه التقنية قياس العديد من الممرات ولكن حركة المرور الثقيلة قد تؤدي إلى إنذار خاطئ [107].

محدد المدى الليزري هو أيضا خيارٌ جيدٌ لمراقبة التقاطع. ويمكن تركيب أجهزة مراقبة ممرات عديدة في مكان واحد لجعل التركيب والتشغيل أسهل. يمكن توجيه كل جهاز من أجهزة محدد المدى لقياس الممر الخاص به. كما يمكن استخدام الجهاز للكشف عن تغير إضاءة المركبة للتحقق من انتهاك الضوء الأحمر. شهدت العديد من الشركات المصنعة والمجمعة لنظام المراقبة مزايا محدد المدى الليزري في أنظمتهم. فسهولة التركيب،

وتعدد الوظائف، وسهولة الصيانة هي مزايا الحساسات الإلكترونية الضوئية التي تعتمد على تحديد المدى [106].

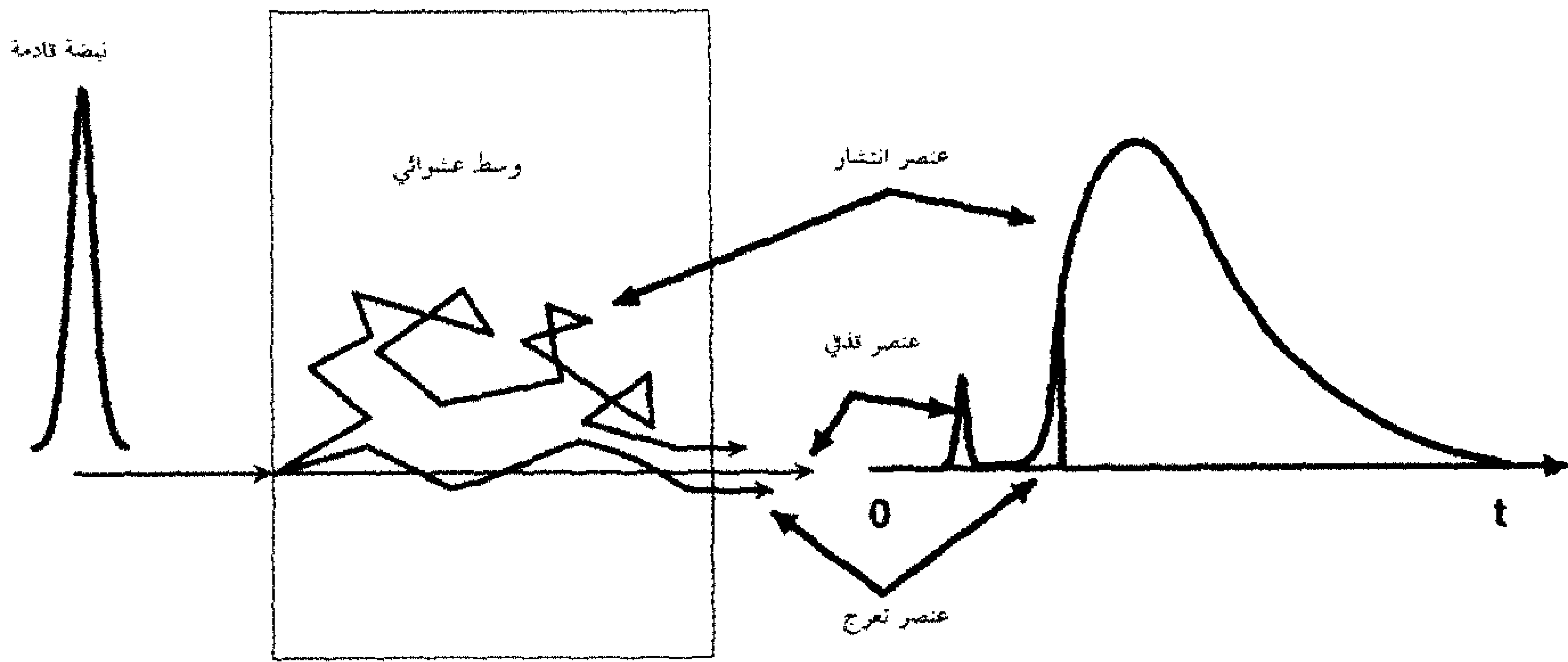
محدد المدى الليزري النموذجي للتطبيقات المرورية هو مانع المياه، وهو جهاز مملوء بالنيتروجين يسمح بقياس المسافة عن سطوح ضعيفة العاكسية عند سرعة عالية مع تمايز جيد جدا. يمكن استخدام الجهاز باستهلاك منخفض للطاقة في تركيب كل من الأنظمة الثابتة والمحمولة في درجات حرارة وبيئات مختلفة. إنه من الضروري أن يحقق جهاز الليزر في أي قياس يدخل فيه الناس معايير سلامة الليزر الدولية المناسبة. وهي تُحدِّدْ مستوى قدرة الليزر المستخدمة كما تُحدِّدْ بعض الحدود التقنية الأخرى. تُقسَّم معايير المنتجات إلى عدة فئات (درجات)، بدءاً من الفئة الأولى. المستوى المطلوب للسلامة في مجال مراقبة حركة المرور هو الفئة الأولى، حيث يكون القياس آمنا على العين. بسبب ارتفاع القيود المفروضة على الفئة الأولى يجب على التقنية أن تُحسَّن لتسمح بقياسات فعالة.

(٥,٥,٢) التطبيقات الطبية Medical Applications

عندما تضاء مادة عكرة بواسطة نبضة ليزرية قصيرة فإنها تنتشر مؤقتاً و تظهر ثلاثة أنواع من الفوتونات تنتقل عبر المادة وهي : قذفية، وتعرجية وانتشارية، موضحة في الشكل رقم (٥,١٦) يكون الزمن العابر بالنسبة للفوتونات القذفية أقصر و للفوتونات الانتشارية أطول. ويطلق على هذه الظاهرة هجرة الفوتون. ينتقل الضوء في كل حالة مسافات مختلفة خلال الوسط، ويعتمد زمن رحلته على المسافة المقطوعة ومعامل انكسار الوسط.

كل من الفوتونات غير المبعثرة والفوتونات التي تجتاز التشتت بخطوة منفردة موجهة إلى الأمام تسهم في مركّبة كثافة العناصر القذفية (مكوَّنة من فوتونات تنتقل

بخطوط مستقيمة على طول شعاع الليزر). تخضع هذه المركبة لتخامد أسي مع زيادة سماكة العينة. مجموعة الفوتونات الثعبانية ذات المسارات المتعرجة هي فوتونات تعرَّض كل منها لعدد قليل من الاصطدامات. وهي تنتشر على طول مسارات متعرجة الشكل والتي تنحرف قليلا فقط عن اتجاه الشعاع الساقط و تُشكّل الجزء الأول الواصل لعنصر الانتشار. تحمل هذه الفوتونات معلومات عن الخواص الضوئية للوسط العشوائي ومحددات لأي جسم غريب قد يحدث أن تعترضها خلال تقدمها. العنصر الناشر هو واسع جداً ومكثف لما يحتوي على مجموعة من الفوتونات القادمة بعد أن كانت قد اشتركت بأعمال تشتت عديدة ؛ ولذلك هاجرت في اتجاهات مختلفة و بمسارات مختلفة الأطوال. وعلاوة على ذلك، يحمل عنصر النشر معلومات عن الخصائص الضوئية لوسط التشتت وممكن أن يعكس تشوهه لوجود عدم تجانس موضعي في الوسط [108].



الشكل رقم (٥,١٦). انتشار نبضة ضوئية خلال وسط عشوائي تنتشر إلى عناصر قذفية و تعرجية و انتشارية.

يمكن دراسة هجرة الفوتون باستخدام كاميرا ماسحة streak camera. تقيس شكل النبضة لنبضة ليزرية قصيرة تنتقل خلال العنصر المشتت للضوء وبدقة البيكو ثانية. في الشكّل رقم (٥,١٧ أ) طريقة أخرى هي استخدام طريقة زمن الرحلة (نبضية

أو انزياح الطور) باستخدام تقنية مماثلة لتلك المستخدمة في قياس المسافة، كما هو مبين في الشكل رقم (٥,١٧ ب). تستطيع الكاميرا الماسحة قياس توزع طول المسار وإيجاد مجال طول مسار الفوتونات الوسطي. إذا تم استكشاف الفوتونات المنعكسة كدالة للزمن (التصوير التحكمي، انظر الفقرة ٥,٣)، فإنه يمكن أن يتحقق التصوير خلال وسط عكر.

(أ) (ب)

الشكل رقم (٥,١٧). مخططات نموذجية لقياسات هجرة الفوتون (أ) كاميرا ماسحة، و (ب) محدد المدى.

يستخدم النقل المميز بالزمن Time-resolved transmission في التطبيقات الطبية، على سبيل المثال، للكشف عن سرطان الثدي. يكون مبدأ القياس مماثلا لذلك المستخدم في الرادار الليزري في الفقرة (٥,٢) عادة ما تكون مصادر الضوء والكواشف جديلة ذيل من الألياف البصرية fiber pigtailed . لتحسين القياس يمكن استخدام مصادر ضوء بأطوال موجية مختلفة. وتستند هذه التقنية على الخصائص الضوئية غير المتكافئة للأنسجة السرطانية مقارنة مع الأنسجة الطبيعية. تكون التغيرات في الخصائص الضوئية لمجموعة نسج الثدي الطبيعية محدودة بأداء هذه الآليات [109، 110].

أول تقديم كان في أواخر عام ١٩٨٠ ، ازداد منذ ذلك الحين تطوير طرق هجرة الفوتون للكشف عن سرطان الثدي بشكل مطرد. وهي مثل تصوير الثدي بالأشعة السينية، وتقنية فحص الثدي بالأشعة الضوئية في أنها غير جراحية، ولكن من دون المخاطر المحتملة من استخدام الإشعاع المؤين. ومع ذلك فمن الواضح، أن التمايز المكاني للصور الضوئية يكون أدنى من ذلك المكتسب من الأشعة السينية بسبب التشتت القوي عند الأطوال الموجية الضوئية. بالمقابل، لتصوير الثدي بالأشعة الضوئية تكمن إمكانات كبيرة في التصوير الوظيفي، الذي يوفر معلومات فسيولوجية بواسطة التحليل الطيفي الكمي للمحددات مثل مكونات الأنسجة والأوكسجين. يكون عادة الطول الموجي المستخدم في المجال الموجي للأشعة القريبة من تحت الحمراء (NIR)، حيث ينخفض امتصاص الأنسجة نسبياً وبالتالي قياسات النفاذية ممكنة. وقد تم بالفعل بناء العديد من أجهزة فحص الثدي بالأشعة الضوئية [111].

التصوير المقطعي باستخدام الضوء المترابط Optical coherence tomography (OCT)، كطريقة قياس التداخل، تمّت دراسته بشكل مُكثّف من أجل التطبيقات الطبية أيضاً. التطبيقات الأولى ذات الصلة كانت تتعلق بتقييم مقطع الأنسجة البيولوجية لشبكية العين. كما تزايدت اختبارات الجلد منذ استخدام أدوات التنظيف لزيادة عمق الاختراق [112].

(٥,٥,٣) التطبيقات الصناعية Industrial Applications

بالإضافة إلى الخصائص الضوئية للورق يمكن استخدام الطرق الضوئية في عمليات تصنيع الورق لدراسة اِتّساق لباب الورق، دقة المحتوى و محتوى الحشوة، والسمك، والكثافة الكتلية و الكثافة و مسامية الورق. ستعرض هنا فقط التحقيقات الجارية لاختبار خصائص الورق عن طريق هجرة الفوتون. كما أن الورق مادة معقدة يتم قياس معظم خصائصه باختبار موحد مرتبط، ولكن ليس بالضرورة أن يكون قياس الخصائص المطلوبة دقيقاً. على سبيل المثال، يتم استخدام قياسات تدفق الهواء لقياس خشونة سطح الورق.

يتمثل أحد النهج لفحص الورقة ضوئياً في التحليل الطيفي بالتمييز الزمني. لكي نكون قادرين على استخدامها يجب أن تكون المعرفة الأساسية لهجرة الفوتون في الورق معلومة. هل يمكن قياس سماكة الورقة، و الكثافة الكتلية والبنية التركيبية؟ و هل يمكن أن يتم ذلك من خلال دراسة هجرة الفوتون على سبيل المثال، خاصية مسامية الورق معقدة. و إذا اعتبر أن المسامية هي عبارة عن الحجم النسبي للمسام أو للهواء قد يمكن استخدام الصيغة التالية :

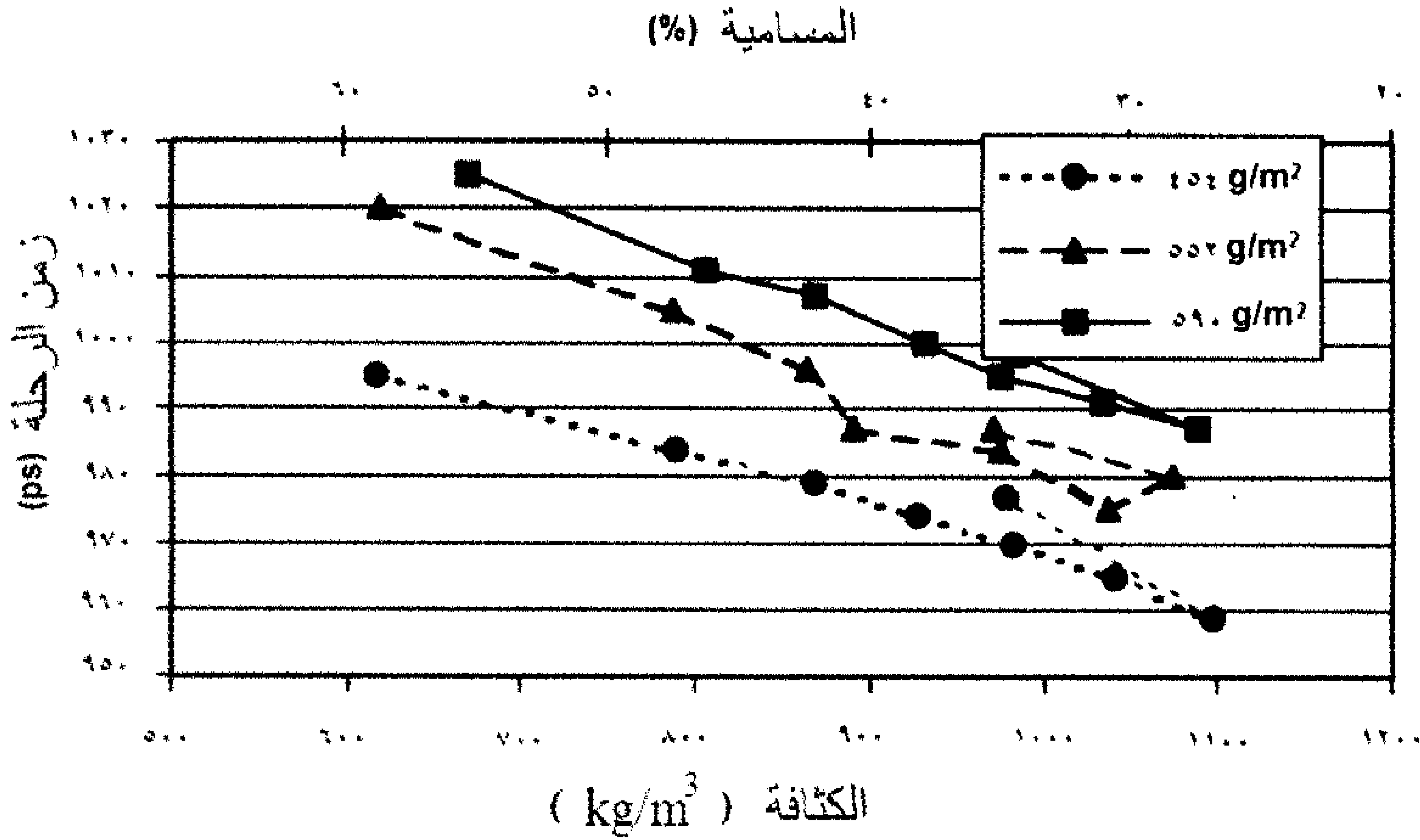
$$\varphi = (V - V_f)/V = 1 - \rho/\rho_f, \quad (٥,١٥)$$

حيث φ، المسامية ؛ V، حجم الورقة ؛ Vf ،حجم الألياف ؛ ρ ، كثافة الورقة ؛ ρ_f، كثافة الألياف١٥٠٠ (كيلو جرام/متر٣) للألياف السليلوزية المثالية. ومرة أخرى ولأن سطح الورقة ليس صافياً فإن هذه التعاريف ليست دقيقة إلى حد ما. الناس المهتمون بقابلية الطباعة لهم تعريفهم ومقياسهم الخاص للمسامية. إذا ما نفخ هواء خلال ورقة ما و تم قياس التدفق عليها فإن ذلك يعتمد على كمية وحجم المسام خلال الورقة، وهذا يعطي بالتالي تقديراً لمدى اختراق الحبر للمسام [113]. تتألف الورقة ضوئياً من عدد كبير من الجزيئات الفردية المعبأة بشكل وثيق، التي شكلها ومعامل انكسارها يختلف اعتمادا على ما إذا كانت أليافا، أو حبيبات ليفية fines، أو حشوا. حيث إن الحبيبات الليفية هي أجزاء من الألياف، لديها نفس معامل انكسار الألياف المصنوعة جزئيا منها. ومع ذلك ، فإن الحبيبات الليفية لها مقطع عرضي مُشتّت أكبر نسبياً من الألياف غير المكسرة.

وصّف كارلسون وآخرون Carlsson [88] طريقة للتسجيل المميز زمنياً time-resolved لتشتت الضوء مع كاميرا ماسحة في وسط رقيق عالي التشتيت. ولقد طُبقت الطريقة على الورق. وبعدها قاموا بدراسة اعتماد تشتت الضوء على الكثافة الكتلية والكثافة.

يمكن أن تستخدم طريقة زمن الرحلة لفحص الورق بطريقة مشابهة لما وضّح في الفقرة (٥,٥,٢) ممكن تعديل المسامية (φ)، والكثافة (ρ)، وسمك الورق عن طريق

الضغط على صفيحة ورقية. يظهر الشكل رقم (٥,١٨) نتائج قياس هجرة الفوتون في ورقة مضغوطة قام بها Saarela [113].



الشكل رقم (٥,١٨). قُدِّم زمن الرحلة كدالة في المسامية والكثافة. وقيس التأخير بواسطة جهاز محدد المدى المُعدَّل. طول موجة الليزر ٦٥٠ نانومتر [113].

ضُغِطَت العينات الورقية بين لوحين زجاجيين قاسيين لضبط السمك خلال دورة القياس لتغيير الكثافة. علاوة على ذلك، تم تعريف المسامية على أنها حجم الهواء في ورقة، وأظهرت النتائج أن قياسات الليزر النبضي TOF يمكن أن تستخدم كمقياس لمسامية الورق. وصف مفصل للتجربة يمكن الاطلاع عليه في [114].

أظهرت النتائج أن ضغط الورق يؤدي إلى انخفاض مماثل في الـ TOF. هذا يشير إلى نقصان المسافة بين مقاطع التشتت للألياف. ومع ذلك، إذا كان الوزن الأساسي (الكتلة في وحدة المساحة) أقل من ٢٠٠ [gm^{-2}]، فإن للضغط تأثيرا ضعيفا على زمن الرحلة، وعلاوة على ذلك، فقد بينت النتائج أنه يمكن استخدام TOF الليزرالنبضي

لقياس المسامية في الورق. ومع ذلك، يتطلب هذا دراسة تأثير الحبيبات الليفية والألياف المعالجة.

أنجز كاربينين Karppinen وآخرون [115] دراسة متصلة بالموضوع على خصائص صناعة الورق ولبّة باستخدام قياسات زمن الرحلة (TOF). كانت عينات اللب التي تم اختبارها ذات اتساق منخفض، وكانت القيمة القصوى ٠,٦ ٪. وخلصوا إلى أن تقنية القياس TOF هي الأنسب لقياس محتوى الحبيبات الليفية.

للرادار الليزري Laser radar العديد من التطبيقات الصناعية الأخرى. يظهر أحد هذه التطبيقات في الشكل رقم (٥,٩ أ). هذا التطبيق يُعنى بفحص سمك البطانات المقاومة للحرارة الساخنة في أشغال الفولاذ الصلب. حيث تكون درجة حرارة البطانة خلال القياس مرتفعة، وتتراوح عادة ما بين و C° ١١٠٠-١٤٠٠، والتي يمكن أن تُحْدث إشعاعات خلفية عديدة و مشاكل ضجيج. تُظهر هذه القياسات أنه من الممكن استخدام تقنية الرادار الليزري النبضي في تطبيقات القياس ذات المتطلبات العالية من هذا النوع للحصول على بيانات موثوق بها عن معدل اهتراء البطانة للمحولات الساخنة في أعمال الفولاذ الصلب [85].

يمكن أن يستخدم OCT أيضا لدراسة بنية الورقة بالتصوير المسحي tomographically [76]. عادة ما يكون سمك الورقة ١٠٠ ميكرومتر. يمكن استخدام الـ OCT فقط بالقرب من السطح، و يمكن باستخدام سوائل تطهير زيادة عمق القياس. يمكن استخدام قياسات هذه التقنية لدراسة احتراق السائل في الورقة [116]. تم تطوير تقنية OCT لقياس الأنسجة البشرية. ومع ذلك، فقد وجد في الآونة الأخيرة العديد من التطبيقات الصناعية (117) لحساسات الألياف الضوئية Optical fiber sensors.

تكمن نقاط قوتها في العديد من الأدوار الهامة الأساسية والتطبيقية في : تحملها لدرجات الحرارة المرتفعة ، والبيئات القاسية والتداخل الكهرومغناطيسي. كما أن العمر الطويل و المرونة في الدمج والتصنيع يجعلها جذابة للتضمين في الهياكل العضوية (جسم الإنسان) وغير العضوية (الجسور والمباني والمركبات). القدرات المتنوعة لأجهزة الاستشعار الضوئي تجعلها بامتياز لأن تكون في شبكات الاستشعار.

يتم إضافة محزوز براغ Bragg في الألياف لتستخدم في قياس الإجهاد استنادا إلى تغير طول المحزوز. أي أنها تقيس إجهاد نقطة. يمكن استخدام الألياف الضوئية الطويلة كحساس للإجهاد من خلال قياس تغيرات طولها باستخدام مبدأ TOF. الإجهاد الكامل والإجهاد النقطي كلاهما مهم في العديد من التطبيقات. يمكن أن تدمج حساسات الألياف الضوئية خلال عملية تصنيع مادة مركبة لتحديد حالة الإجهاد في البنية. كأمثلة على مثل هذه التركيبات هي المواد المركبة من الألياف المدّعمة التي تستخدم بشكل متزايد في المواد الهندسية في الطائرات والمباني ، والحاويات ، وآلات الورق ، وبناء السفن. غالبا ما تكون المواد المركبة مصممة لحمل أحمال ثقيلة وتستخدم في العديد من التراكيب الحرجة. تؤمن حساسات الألياف الضوئية المدمجة في المواد المركبة فرصة مناسبة للتحكم بسلوك هذه التراكيب. تكون حساسات الألياف الضوئية الحل الأمثل لقياس الإجهادات والحرارة داخل التراكيب التجميعية ، لأن مادتهما غالبا ما تكون مطابقة للألياف المُدَعَّمة ولأن تأثيرها على قوة المادة مهمل لصغر حجمها [١١٨]. كمثال على هذه الهياكل نجد الأسطوانة المركبة الدوارة لماكينة الورق. التي تتطلب مراقبة حالة الأسطوانة خلال عملية تصنيع الورق. طرح في [119] نظام مراقبة الإجهاد عن بعد باستخدام حساسات الألياف الضوئية المدمجة خلال تصنيع المواد المركبة. مع ذلك ، تخلق مراقبة الأسطوانات المركبة مشاكل حادة.

يمكن استخدام نقاط الإجهاد في رصد بعض نقاط المراقبة واستخدام الإجهاد المتكامل لرصد البناء كله. يبلغ الطول القياسي لمحزوز براغ عادة ١٠ (ملم). يمكن أن يكون أداء الهيكل مع توزع غير متجانس للإجهاد أكثر وثوقية بوجود حساس قياس الطول. يعمل دمج متكامل لنظام محزوز حيود براغ Bragg الليفي FGB (Fiber Bragg Grating) مع نظام محلل الإجهاد المكامل الضوئي الليفي TOF fiber-optic integral على استخدام جيد لمزايا كلا النظامين. كما في حالة اتصال رادار ليزري مستوي محرقي، يمكن تطوير محول زمني إلى رقمي Converter TDC Time to Digital من أجل نبضات إيقاف متعددة، على سبيل المثال، المنعكسة من داخل الألياف FBGs . والذي هو الطريق لاستخدام ليف ضوئي واحد كشبكة حساسة من أجل كل من القياسات التكاملية والإجهاد لمثيل النقطة [120] .

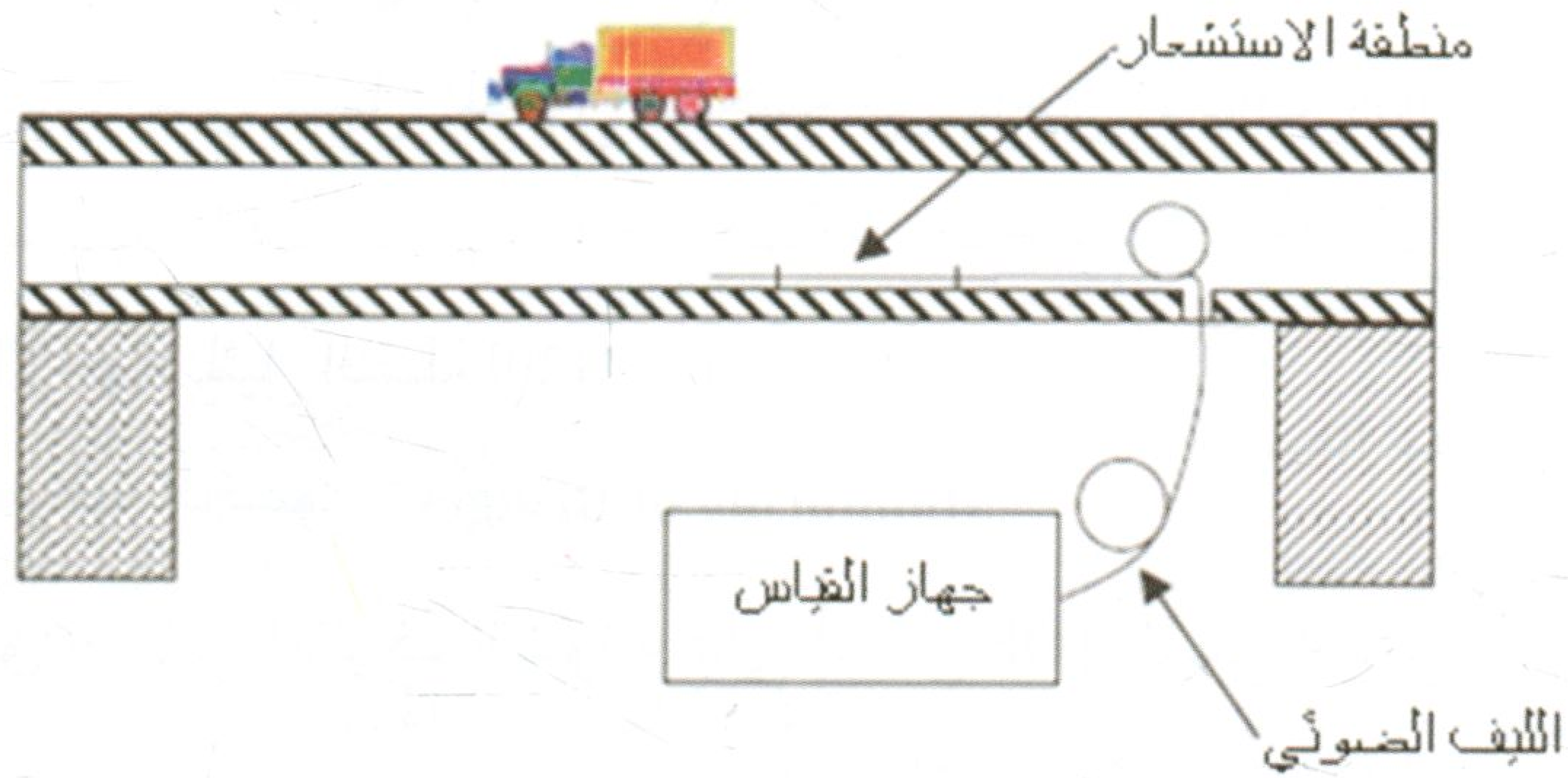
(٥,٥,٤) مراقبة الجسور Monitoring of Bridges

ينطبق حساس الألياف الضوئية على أساس TOF الليفي لقياس الطول (Fiber optic sensor based on TOF) تماما على دراسة الأبنية الكبيرة مثل الجسور والسدود، حيث يجب أن تقاس كل من الإجهادات الديناميكية والساكنة وما ينتج عنها مثل الشقوق، والانحرافات والإزاحات في مواقع عديدة.

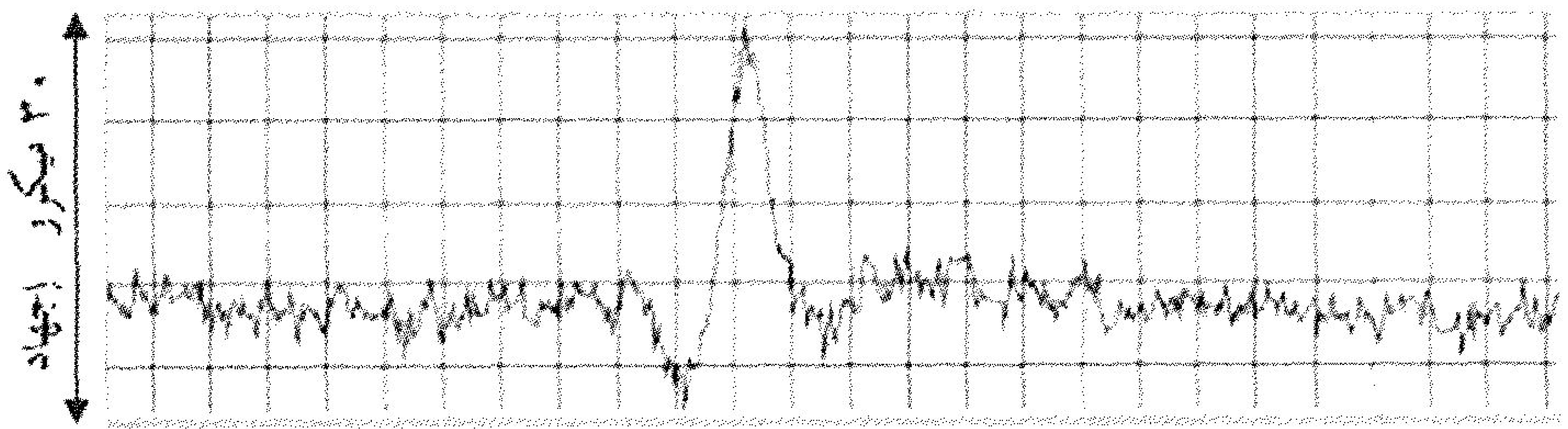
قياس الإجهاد الساكن و الديناميكي للجسر هام لمراقبة سلامته وجداول الإصلاح. وقد استُخدِم حساس الإجهاد الليفي الضوئي لزمن الرحلة في دراسة قياسات الإجهاد المتأثرة بحركة المرور للجسر [121]. تم تركيب الحساس في جسر قرب وسط نهر كما هو مبين في الشكل رقم (٥,١٩).

عندما تمر شاحنة فوق الجسر، يهتز الجسر صعودا وهبوطاً و يعاني البناء بين نقطتين محددتين لمنطقة التحسس بالتناوب من ضغط وتوتر. يظهر في الشكل رقم (٥,٢٠) واحد من نتائج الاختبار. تكون قيمة ذروة الإجهاد حوالي ٣٠ [μ strain].

يُقلِل ترشيح بيانات القياس من سعة الضجيج، ولكن ذلك يبطء سرعة القياس. يحقق النظام دقة أقل من ١ [µ strain] وذلك لأطوال تحسس تصل إلى ١٠متر بتردد قياس ١٠٠ هرتز. ممكن حساب سعة اهتزاز الجسر بواسطة الإجهاد المقاس والمحددات الفيزيائية للحساسات والجسر. تفيد هذه المعلومات في تقييم أداء الجسر و إنشاء نموذج تحليلي رياضي وتحليل الإجهاد.

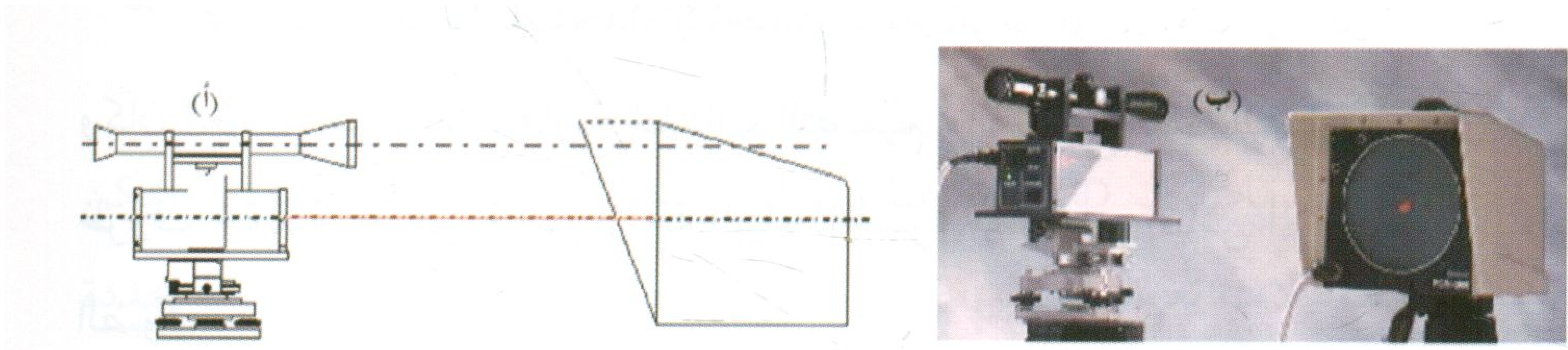


الشكل رقم (٥,١٩). مكان تركيب حساس الإجهاد الليفي الضوئي لمراقبة الإجهاد السطحي للجسر. ويبلغ طول منطقة الاستشعار ٢ متر (بإذن من السيد ج. دوان G. Duan)



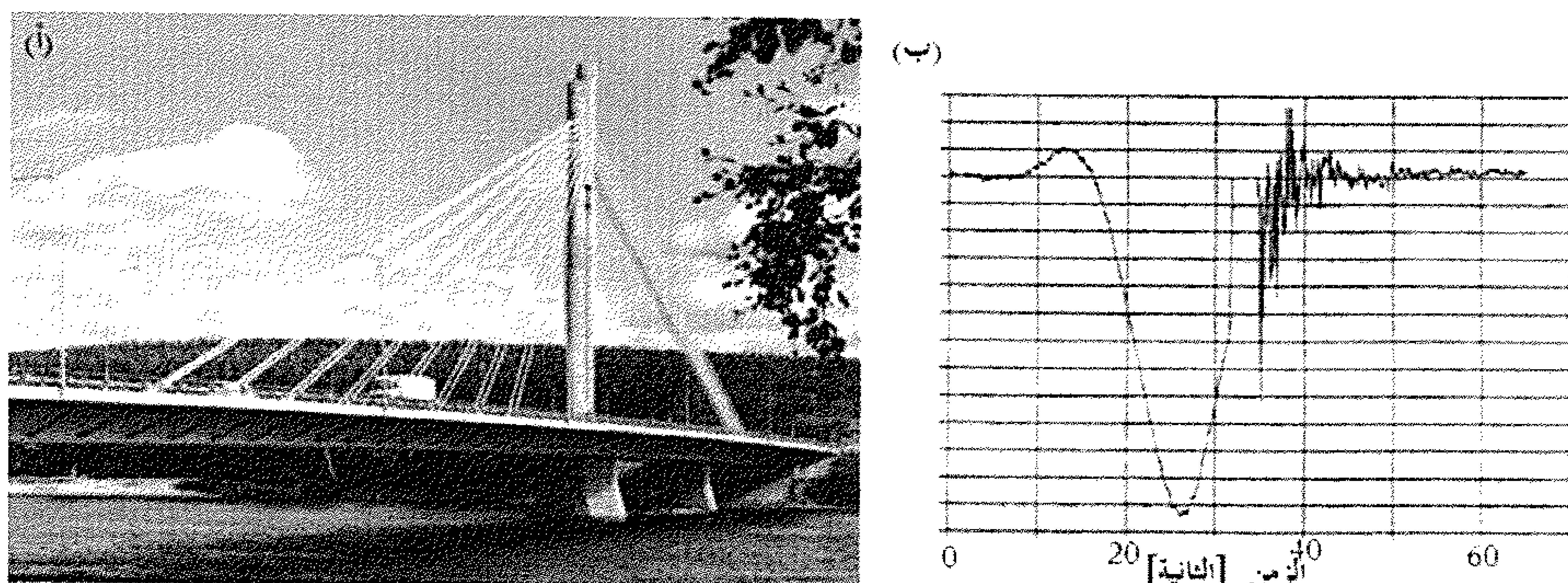
الشكل رقم (٥,٢٠). قياس الإجهاد المتكامل لجسرعند عبور شاحنة عليه (ج. دوان G. Duan)

PSD مع شعاع ليزر هو طريقة بديلة في قياس حركية الإنشاءات الكبرى مثل الجسور والأبراج والمباني والأعمدة، وحركة أجسام متحركة أخرى. يثبت الديودان الليزريان للمرسل وللمستقبل بحيث يُشَكِّل شعاع الليزر خطا مرجعيا من جهاز الإرسال إلى وسط المنطقة المستهدفة المستقبلة. عندما يتحرك المستقبل نتيجة لحركة الجزء المتصل معه بالنسبة لخط الليزر المرجعي، يتغير تبعاً لذلك موضع شعاع الليزر على الهدف الضوئي. تقيس الإلكترونيات داخل المستقبل موضع نقطة مركز شعاع الليزر على الهدف الضوئي باستمرار وتنقل البيانات المتعلقة بإحداثياته x,y بشكل مستمر لجهاز كمبيوتر PC، كما يظهر على سبيل المثال في الشكل رقم (٥,٢١)



الشكل رقم (٥,٢١). (أ) رسم تخطيطي (ب) صورة فوتوغرافية لنظام PSD و رأس ليزري لقياس حركة وسوية بناء (Noptel Oy).

يبين الشكل رقم (٥,٢٢ أ) جسر كيميجوكي kiemjo في روفانيمي Rovanimi بفنلندا. باستخدام مبدأ القياس السابق لقياس منحنى أعلى برج الأسلاك في كلا الاتجاهين قيس انحراف السطح الرئيسي في الجزء الأوسط والتواء السطح الرئيسي. وأُجريت القياسات باستخدام مستقبل واحد في الجزء العلوي لبرج الأسلاك واثنين على السطح. تم تثبيت أجهزة الإرسال على أقدام ثابتة من برج الأسلاك لتجنب حركة الشعاع خلال القياس. كما وضِّحَ في الشكل رقم (٥,٢٢ ب) مثال على انحراف سطح.



الشكل رقم (٥,٢٢). (أ) جسر (Kemijoki) و (ب) إنحراف السطح (ملم) عندما عبرت الشاحنة موضع القياس

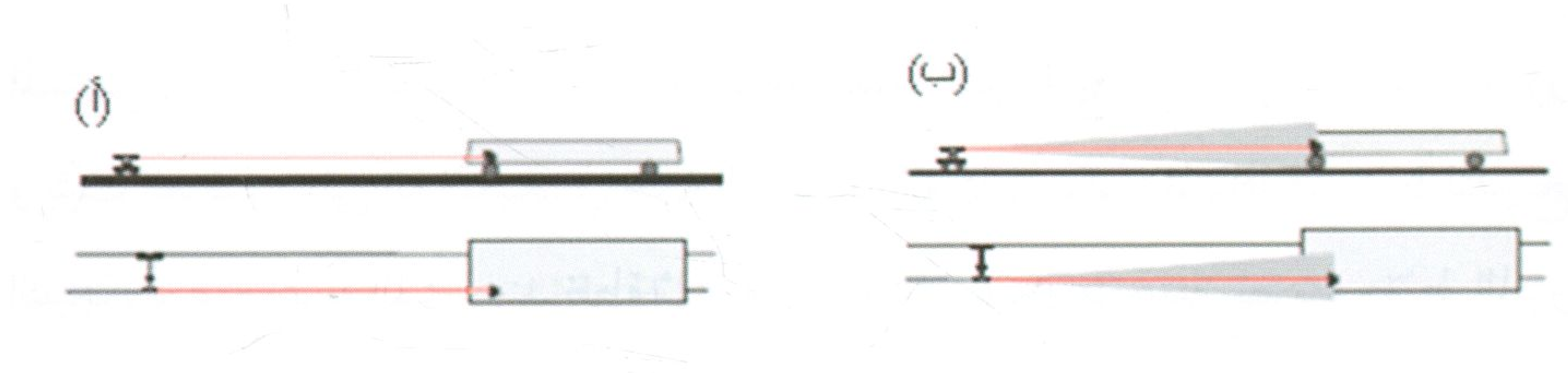
تم تنفيذ التحميل باستخدام شاحنات مليئة بالرمل بوزن إجمالي قدره ٣٠ طن، وكان الغرض من ذلك مقارنة محددات التصميم والقيم مع تلك التي قيست في ظل ظروف حقيقية. عُرِض قياس إزاحة البناء (الجسر) مقارنةً مع قياس الإجهاد بالألياف الضوئية.

(٥,٥,٥) قياس مسار السكة الحديد وإرشادات آلة الدك

Railway Track Measuring and Guidance of the Tamping Machine

يمكن استخدام كاشف حساس الموضع PSD للحصول على قراءة الإزاحة للعنصر المقاس نسبة إلى شعاع الليزر بدقة عالية. يشكل تفرق شعاع الليزر المتقارب والمنخفض خطاً مستقيماً بين نقطتين. يمكن لشعاع الليزر هذا أن يستخدم للمحاذاة أو تسوية مستوى المسارات، والخطوط الناقلة وغيرها. يثبت الـ PSD على العنصر ويضرب شعاع الليزر المنطقة الفعالة للـ PSD، كما وضّح في الشكل رقم (٥,٢١) يمكن أن تكون المنطقة الفعالة أوسع باستخدام شاشة ناشرة PSD وعدسة فرينل Frensel. على سبيل المثال، ممكن أن نحصل على حساسية بمرتبة ٢٠٠ ميليمتر مع PSD بقطر ١٠ ميليمتر. غير أن هذا يقلل التمايز بحيث يصبح أسوأ بـ ٢٠ مرة مقارنة مع تمايز PSD.

يمكن تنفيذ القياسات باستخدام شكل هندسي عاكس، حيث يثبت العاكس إلى العنصر. يكون المرسل والمستقبل في نفس المكان الشكل رقم (٥,٢٣) . بسبب أن الضوء يقطع مجال الرحلة مرتين يسوء التمايز بنحو ٥٠٪، انظر الفقرة(٥,٤,١).



الشكل رقم (٥,٢٣). توجيه آلة التسوية. (أ) حزمة مباشرة ضيقة ، (ب) حزمة منعكسة بزاوية واسعة

أحد تطبيقات الـ PSD هو نظام قياس لتتبع آلية السكك الحديدية. يمكن استخدامه مع آلات تعبيد الطريق لقياس محاذاة القضبان وفقا لمبادئ توجيهية محددة [122]. يستخدم نظام مماثل أيضا مع العربات الثقيلة، والرافعات والعربات خفيفة الوزن لقياس الوضع العمودي والأفقي للقضبان.

يستخدم النظام جهاز قياس موضع ليزري للوصول لموضع السكك الحديدية في المستويات الأفقية والعمودية وذلك باستخدام جهاز استقبال موصول مع جزء من المركبة، التي هي على اتصال مباشر مع السكة. ويمكن تركيب هذا النظام في العديد من أنواع الآلات وهذا لا يتطلب لأتمتة إضافية. ويمكن أن يستخدم هذا النظام خلال عملية إعادة تأهيل أو قياس موضع السكك من أجل التخطيط لعمليات آلة التعبيد مقدما أو نتيجة لاختبار العمل بعد ذلك.

يسمح كمبيوتر للمشغل بمراقبة استقامة خط السكك الحديدية بشكل تصويري في كلا الاتجاهين، كما يتم تعيين قيم الرفع والمواءمة والتسوية و تخزين بيانات القياس

في ملف كما هو مطلوب. يُوجِّه المشغل، شعاع ليزر آمنا مرئيا إلى جهاز الاستقبال ويثبته في موضع ثابت. يميز المستقبل الشعاع الضوئي من على الهدف الضوئي ويقيس موضعه بدقة الميلي ثانية، الشكل رقم (٥,٢٣).

يُثَبَّت الليزر على مركبة في كلٍ من مبدأي القياس. عند استخدام شعاع ضيق يُثَبَّت المستقبل على آلة التعبيد وعند استخدام حزمة واسعة يتم وضع المستقبل على عربة الليزر و يُثَبَّت العاكس على آلة التعبيد. في حالة القياس بالانعكاس تكون المسافة ضرورية لتدريج النتيجة. تُوضع عربة الليزر عند نقطة ثابتة و تُثَبَّت على سكة مرجعية. ثم يتم ضبط الليزر ليصل إلى المستقبل أو العاكس على آلة التعبيد. يمكن التوصل إلى تماسك بيئي جيد بتعديل ملائم لحزمة الليزر ولتصميم البصريات ولتقنية الكشف الموظفة في المستقبل للحد من تأثير ضوء الشمس ودرجة الحرارة، و الضباب، و المطر، والثلج، وما إلى ذلك على دقة القياس على مدى واسع من نطاقات القياس.يمكن أن يكون المرسل على مسافة تصل إلى عدة مئات من الأمتار من المستقبل، اعتماداً على الظروف البيئية.

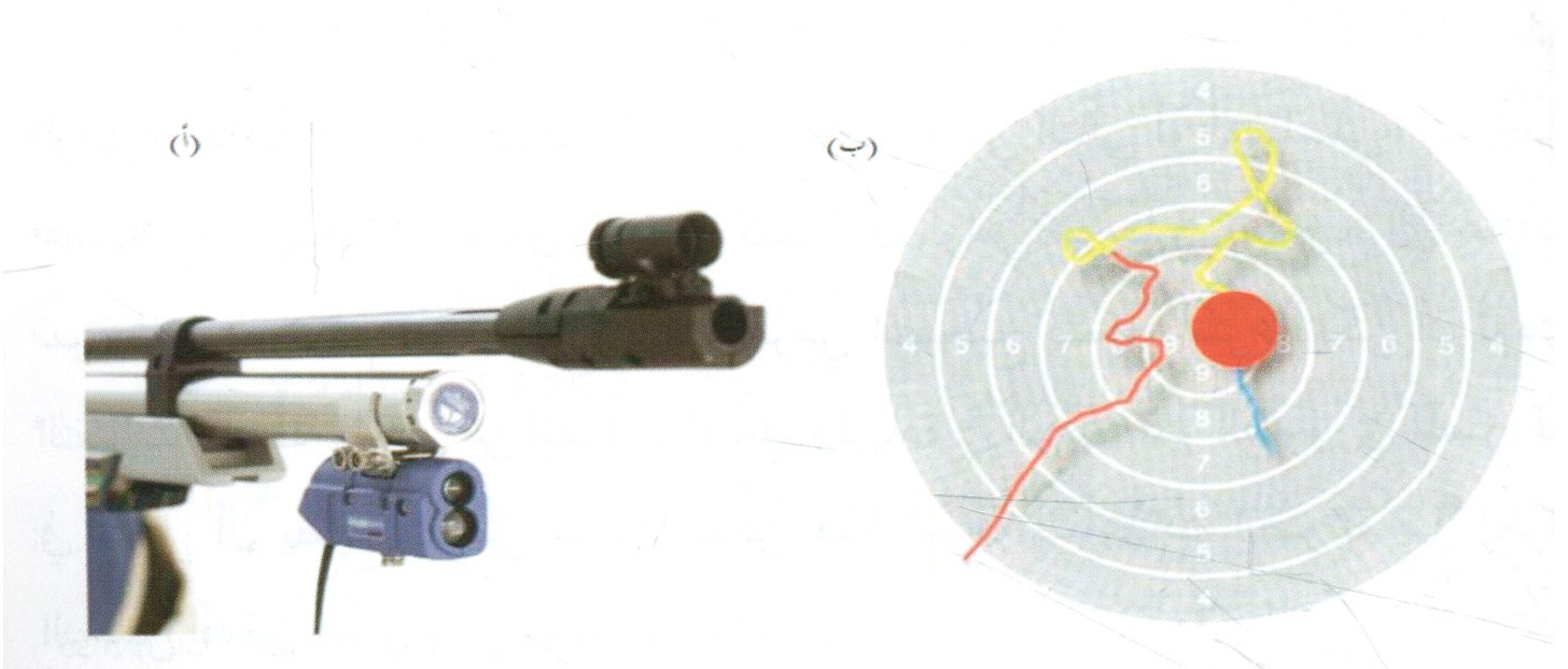
يستطيع هذا النوع من نظام القياس محاذاة خط سكة الحديد أفقياً ورأسياً في الأحوال الجوية الجيدة بمستوى دقة ميليمتر. يمكن أن تكون جولة القياس عادة ٥٠٠ متر. نظام الأشعة الانعكاسية واسعة الزاوية هو أبسط للتثبيت، لكن يجب تدريج القراءة مع البعد. يساعد هذا النوع من القياس على تعزيز العمل لضبط مسار السكك الحديدية بسرعة وبدقة مع موضع مرجعي. تُحسب قيم تصحيح المستوى والمحاذاة من الفرق بين الموضع الاسمي والفعلي. تُوجَّه نهاية الحبل الأمامية لآلة التعبيد بشكل آلي وتقاد وفقاً لقيم التصحيح.

(٥,٥,٦) تدريب الرماية Marksmanship Training

يمكن أن تستخدم طريقة PSD بالشعاع المنعكس للتدريب على إطلاق النار أيضاً. يصوِّب الهداف بندقيته إلى الهدف ويطلق النار. المعلومة الوحيدة المتروكة هي

حفرة على الهدف. من المهم في مجال التدريب تتبع الهدف قبل وبعد الضغط على الزناد. باستخدام عاكس على الهدف، ومصدر ضوئي لإلقاء الضوء على الهدف، و PSD مجهز بعدسة عند نفس محور جهاز الإرسال، يمكن تسجيل اتجاه الجهاز مقابل الهدف، الشكل رقم (٥,٢٤ أ) يُثَبَّت الجهازعلى الأسلحة الرياضة وقبل ذلك يمكن أن تُحدد وتوجَّه إلى مسارها على سطح الهدف قبل وبعد الرمي. تترك كل تصويبة مسارا فريدا يوفر معلومات عن كيفية حدوث الرمي، الشكل رقم (٥,٢٤ ب)

يمكن أن تتحقق دقة من ٠,١ حلقة (وحدة المسافة ورياضة الرماية المستهدفة) في نطاقات الأماكن المغلقة في حالة ظروف مناخية جيدة أيضا في الهواء الطلق. يمكن تقييم درجة الصعوبة إلكترونياً لمسافات أقصر لتقريب المسافة العادية. وهذا يتيح تحليلا عميقا لمجريات تدريب الرماة. تتبع تنمية مهارة الرماية مبادئ صالحة عموما لتطوير أي مهارة. كما هو الحال مع أي مهارة أخرى ، فد يُعلَّم الرمي تدريجيا من المبادئ الأولى، ويُنتقل من البسيط إلى مهام أكثر تعقيداً .



الشكل رقم (٥,٢٤). (أ) جهاز قياس لنظام التدريب على الرماية. (ب) مسار توجيه البندقية على السطح المستهدف قبل وبعد الإطلاق بإذن من (Courtesy of Noptel Oy).

يحتاج المتدرب [123] إلى:

١- التركيز على شيء واحد فقط عند تعلم مهارة معقدة.

٢- تكرار ما يكفي من التدريب والرمي الناجح لضمان أن يصبح الأداء تلقائيا قدر الامكان.

٣- وجوب أن تكون ردود الفعل مباشرة وفورية، ويفضل في الوقت الحقيقي، لجعل التعلم أكثر كفاءة.

٤- تطوير كل جوانب هذه المهارة ويجب القضاء على العوامل الخارجية المتداخلة إلى أقصى حد.

٥- حافز التدريب إذ إن نقص التحفيز يمكنه إفشال أكثر نظم التدريب تعقيداً.

تسمح تقنيات القياس المتطورة بتغذية راجعة في الفصول الدراسية وفي الظروف الحقلية. كما تسمح معدات التدريب باستخدام نظام ارتداد الفراغات الهوائية في سلاح المتدرب نفسه. ففي زيادة سلامة التدريب تنخفض الأعباء البيئية ويحفظ المال.

يتلقى الرامي على الفور، ردود فعل موضوعية من شاشة الكمبيوتر على الرمي، وذلك لإجراء التصحيحات اللازمة قبل الرمي التالي أو التسلسلي، مما يجعل عملية التدريب فعالة جدا. في الواقع، كلما كان الرامي سريعاً في تصحيح أي عادات سيئة للرمي، تعلم (أو تعلمت) تقنية الرمي الصحيح بشكل أسرع. يمكن أن تَؤدي التقنيات الخاطئة للكثير من العمل الإضافي ولزيادة في الوقت غير الضروري المصروف في سبيل أن يصبح الرامي ماهراً. يُمكّن هذا النوع المساعدات الضوئية من إجراء التحليل الدقيق الذي يمكن عمله لمهارة الرامي.

اعتبرت المعلومات المجمعة لردود الفعل هامة لتعلم المهارات الحركية. وهذا يعني استكمال المعلومات، التي تُقَدَّم كتغذية راجعة خارجية للمتعلم. وقد تبين أن نمط رد الفعل له تأثير على مهارة التعلم الحركي ، وخاصة في دراسات أجريت في إعدادات

المختبر. تطبيقات نظريات التعلم الحركي لتدريس مهام العالم الحقيقي، فعلى سبيل المثال، مهارات الرماية الرياضية هي الهدف النهائي لدراسات التعلم الحركي. ذكرت دراسة في [124] أن التغذية الراجعة من تسجيل الأهداف حسنت بشكل أساسي من الأهداف المسجلة للرماة المبتدئين خلال ١٢ أسبوعا من التدريب. كما أنه قد يكون هناك عدة متغيرات لا يمكن السيطرة عليها والتي قد تتداخل مع عملية التعلم الحركي، ووضع متطلبات خاصة على الدراسات فيما يتعلق بمهام العالم الحقيقي.

(٥,٦) خلاصة ونتائج
Conclusions

هناك طلب متزايد على تقنيات قياس صناعية ومطالب لزيادة جودة التصنيع في الوقت ذاته. مراقبة حركة المرور لها العديد من التطبيقات من أجل طرق القياس عن بعد. تحتاج العديد من الأنظمة الرياضية أجهزة قياس للحصول على تغذية راجعة عن التدريب لتطوير القدرة البدنية والقدرة العقلية. وتحتاج قياسات تشخيصية طبية جديدة أيضا لأجهزة استشعار جديدة أكثر وثوقية وأسرع. هناك اهتمام أوسع لرصد المنشآت الضخمة مثل الجسور والمباني والسدود لمنع وقوع الحوادث التي تنتج عن فشلها. يمكن أن يعطي الاستشعار الضوئي إمكانيات جديدة لمعاينة متطلبات القياس.

يلعب قياس المسافة و موضع الحزم ضوئياً دوراً هاماً؛ كما أن له العديد من المزايا مقارنة مع الطرق التقليدية: بدون اتصال، إمكانية استخدامه لإجراء قياسات سريعة بتمايز عال، و في ظروف قاسية (EMI، ودرجة حرارة، إلخ). على الرغم من أن الطرق تعتمد على مبادئ وأساليب قياس عديدة (زمن الرحلة مع تطبيقات عديدة، التثليث، و التداخل، و الحساسات الليفية، و عمليات التصوير، و المحاذاة، و الضبط الحرقي الآلي، وما إلى ذلك) فإن كل مبدأ له خصائص محددة و مزايا خاصة مطلوبة

لمختلف التطبيقات. على سبيل المثال، أصبح التثليث طريقة موحدة لتحديد الشكل و لقياسات المدى القريبة. طريقة التثليث ليست مناسبة عموما لقياس الحواف أو الثقوب بسبب تأثيرات التظليل. يقدم قياس زمن الرحلة عن بعد حلولا للمسافات الطويلة وبدون مفعول التظليل طريقة الـ TOF النبضية مناسبة تماما للأهداف المتحركة غير التعاونية، لأن النبضة الواحدة تلامس العنصر بزمن قصير جداً. تكون مدة بقاء النبضة عادة نانو ثانية. بالنسبة لطريقة إزاحة الطور فإنها ذات دقة جيدة عند قياس هدف غير متحرك متعاون (عاكس). مجال التطبيق الأسرع تطوراً حالياً هو على سبيل المثال مراقبة حركة المرور، حيث يحتاج عدد كبير من أنظمة المراقبة لقياس موثوق في ظروف بيئية صعبة. تعمل أجهزة التحسس TOF التي هي قيد الاستخدام كمشغلات ذكية لكاميرا المرور، ولقياس الشكل الجانبي للمركبة ولتصنيف المركبات إضافة إلى قياس السرعة. يجب أن تكون طريقة القياس دائما ملائمة و مميزة، ومثالية ومعدة خصيصا للتطبيق المحدد.

الفصل السادس

مقياس السرعة الليزري
Laser Velocimetry

كثيرا ما يشار إلى مقياس السرعة الليزري، على أنه، مقياس الرياح الليزري laser anemometry و مِقْياس الجَرَيان الليزري laser flowmetry وهو معروف أيضا ببعض الأسماء الأخرى التي ستستخدم أدناه، وهو مجموعة من تقنيات الليزر مصممة لقياس السرعات من دون تلامس (اتصال) وعن بعد في الأوساط الغازية والسائلة والصلبة. تستخدم هذه التقنيات بشكل أساسي التشتت الضوئي من جسيمات تتبُّع موجودة بشكل طبيعي في الأوساط الغازية والسائلة، و الوسط الشبيه بالنسيج و بخاصة المُدخلة إليها، أو تشتت الضوء غير المتجانس و السطوح الخشنة للمواد الصلبة وبهذا المعنى، مقياس السرعة الليزري الذي يعتمد على نظرية التشتت الضوئي، وفي معظم الحالات على تقريب نظرية Mie. وتوجد أيضا تقنيات مقياس السرعة الليزري الذي يعتمد على الكشف عن إشارة تألقية مثارة بالليزر ناتجة من أنواع متألقة متحركة. بيد أن هذه المجموعة من التقنيات هي خارج نطاق هذا الفصل.

من المهم جداً التمكن من إجراء قياسات سلسة للسرعة لحل مختلف المشاكل الأساسية لميكانيكا الموائع التجريبية و لديناميكيا الغاز، وكذلك للميكانيك الحيوي وعلى الأخص في الديناميكية الدموية. تتراوح تطبيقات الأنواع المختلفة لمجال مقياس

السرعة الليزري بين دراسة الطائرات ومركبات الاحتراق وتدفقات أطوار متعددة، وتدفقات التجويف والقناة، و الطبقات الحدودية ، و الحمل الحراري الطبيعي، و تدفق غير مستقر، و عدم استقرار التدفق، والاضطرابات و الدوامات، والتدفقات البيئية واسعة النطاق والتدفقات الميكروية إلى رقم رينولدز (Reynolds-number) منخفض، على وجه الخصوص، في التطبيقات الطبية/ الفيزيولوجية. في جميع هذه التطبيقات فإن لطريقة القياس والتي تتم من دون تلامس أو تغلغل ومن غير تحطم أهمية قصوى.

إن القيود الجوهرية لتقنيات مقياس السرعة الليزري هي اشتراط النفاذية النسبية لوسط التدفق والوسط المحيط للتدفق المغمور بحيث يمكن للضوء الليزري اختراقه وبالتالي التمكن من كشف كمية معتبرة من الضوء المشتت. يجري حالياً تطوير تقنيات تسمح بقياسات السرعة الضوئية داخل وسط مُشَتِّت قوي وسوف تناقش في هذا الفصل. ومع ذلك فإن الأوساط القوية التشتيت تقتضي قيوداً صارمة على عمق القياس الذي يمكن الوصول إليه. تعتمد التقنيات البديلة التي تتيح قياسات سرعة عند أعماق أكبر على استخدام الأمواج فوق الصوتية والتأثير الصوت الضوئي. في بعض التطبيقات، معلومات عن السرعات داخل الأوساط المادية المعتمة يمكن الحصول عليها من دون تغلغل وذلك بقياس الممانعة كهربائية وغيرها من التقنيات غير الضوئية. عموما، يتم إجراء قياسات السرعة في أطر مرجعية لاغرانج (Lagrangian frames) أو أوليريان(Eulerian). طرق لاغرانج تعين سرعة جسيمات التتبع في وقت معين، في حين تعين من طرق أوليريان (Eulerian methods) السرعة إلى الحجم للمجال المقاس في وقت معين.

(٦,١) قياس السرعة بالدوبلر الليزري
(LDV) Laser Doppler Velocimetry

إن (LDV) هو تقنية تتيح قياس السرعة في حجم موضعي في مجال التدفق مع دقة تمايز زمنية عالية. عندما تدخل جسيمات ميكروية الحجم من مادة سائلة أو صلبة أو فقاعات غازية في سائل أو غاز يتدفق وتعبر خلال شعاع ليزري أو لتقاطع شعاعين ليزرين أو أكثر، فإن الضوء المتشتت المكتشف من الجسيمات يكون متقلب الكثافة. يستخدم مقياس السرعة بالدوبلر الليزري LDV حقيقة أن تردد هذه التقلبات يعود إلى انزياح دوبلر بين الضوء الساقط، والمتشتت؛ ولذلك يكون متناسباً مع سرعة سقوط الجسيمات على ما يسمى معامل حساسية النظام المحدد بالمواقع النسبية للعناصر الضوئية للإضاءة والاستقبال. شهدت هذه التقنية نمواً سريعاً بعد العمل الرائد لـ يه و كومينز Yeh and Cummins [125]، إذ سمحت الآن بالعديد من التطبيقات والتي سيرد بعضها بإيجاز في هذا الفصل. كما يمكن إيجاد وصف مفصل عن تقنية LDV في العديد من الكتيبات [126] ومجموعة مواضيع [127] ووقائع المؤتمر [128، 129]. سمحت ترتيبات خاصة، مثل مقياس دوبلر الطوري التداخلي، بقياس حجم جسيمات جزئية بشكل متزامن مع سرعتها. يعتمد قياس توزع حجم الجسيمات و قيمها المتوسطة على طول موجة الضوء الليزري ويعرف بدقته العالية وهو مستقل عن الشدة الضوئية.

تستخدم في تطبيقات عملية مختلفة، تبعاً للأغراض ولنوع المسائل الواجب حلها، ترتيبات أشعة مفردة أو مزدوجة، أو متعددة لمقياس دوبلر للسرعة الليزري. يسمى ترتيب الشعاع الواحد، و أيضا الأحادي الساكن (monostatic)، ويُفحَص الجسم أو الوسط بحزمة واحدة فقط. حيث تَكشف وحدة الاستقبال إما تشتت ضوء مزاح بتأثير دوبلر بواسطة الجسيمات المتحركة، أو تكشف كلا من الضوء المزاح انزياح دوبلر و الضوء غير المزاح في الحادث عندما تشتت بعض العناصر الثابتة أيضاً شعاع

الكشف في اتجاه المستقبل. الحالة الأولى هي نموذجية، للقياسات من الهباء الجوي والأسطح العاكسة غير الشفافة. أما الحالة الثانية فهي نموذجية للقياسات الفسيولوجية، وعلى وجه الخصوص، لجزيئات الدم في الأنسجة حيث يتشتت الضوء بواسطة كل من خلايا الدم الحمراء وخلايا الجلد الثابتة، أو التدفق السيتوبلاسمي في الخلايا الحية حيث يتشتت شعاع الفحص بواسطة كلٍ من عُضَيَّات السوائل المتحركة والجدار الثابت للخلية. في هذه الحالة، تجرى عادة القياسات بدون التحسس لجهة التدفق. يحدد حجم الكشف في الترتيب أحادي الشعاع بواسطة تركيز الشعاع الفاحص وعمق تركيز وحدة الاستقبال أو بواسطة زمن بقاء النبضة في حالة مصادر الضوء النبضية. مثل مقاييس السرعة هذه تسمح فقط لقياس مركبة السرعة الآنية للتدفق. تعتمد الحالة الخاصة لحساسات سرعة أحادية الشعاع على ما يسمى كشف الخلط الذاتي للضوء المشتت.

من أجل قياس مركبتين للسرعة ولتمييز اتجاه التدفق، تستخدم عادة ترتيبات ثنائي الشعاع، كما يدعى ثنائي السكون (bi-static). في هذه الحالة، يكشف عن التدفق بواسطة شعاعين مترابطين، ناشئين غالباً من المصدر الليزري نفسه. تتقاطع الحزم عند مسافة من الجهاز داخل التدفق المدروس لتشكيل نموذج هدب مقطع الحزمة.

يمكن جعل الحجم الجانبي (lateral size) المميز لهذه المنطقة أصغر بكثير من ذاك الذي في الترتيب أحادي الشعاع، يتراوح بين بضعة الميكروميترات في مجاهر دوبلر الليزرية ونموذجياً بين مئات الميكروميترات و عدة ملليمترات في معظم التطبيقات الصناعية التي تتطلب قياسات بعيدة المدى. يمكن تقليل حجم الكاشف باستخدام قناع مكاني في فحص التشتت الجانبي، مما يستلزم وصول ضوأين إلى التدفق. يمكن تحقيق أعلى تمايز مكاني بتصغير منطقة الكشف عن طريق تركيز أشعة الليزر بشدة. غير أن ذلك، قد يتسبب بعدم انتظام التباعد الهدبي داخل منطقة الكشف وبعدد أقل

للأهداب و الذي بدوره سيقلل دقة قياس السرعة ويحث على شدة اضطراب واضحة [130].

انزياح التردد الضوئي في إحدى الحزم الضوئية، مثلاً مع جهاز التعديل الكهروضوئي أو الصوتضوئي التقليدي، يؤدي لتحرك النموذج الهدبي في منطقة الكشف. يصبح مقياس السرعة حساساً لإشارة التدفق، لأن اتجاه الحركة الهدبية تعتمد فقط على هندسة مقياس السرعة و لا تعتمد على اتجاه التدفق. ومع ذلك، بدلاً من استخدام عناصر إزاحة التردد والتي هي ضخمة وتصعب محاذاتها خلال التجميع، يمكن باستخدام تقنية تعتمد التحويل المباشر للتكامل العددي أو تمييز اتجاه تدفق السائل باستخدام تقنية التجانس التربيعي (quadrature homodyne technique) و التي تعتمد استخدام موجتين ليزريتين تولدان نظامين لأهداب التداخل مع انزياح طوري لربع التباعد الهدبي المشترك [131]. يتم توليد أزواج إشارة القياس المعتمدة على الاتجاه بإزاحة طورية $\pm\pi/2$. تجرى معالجة الإشارة بواسطة تقنية الارتباط المقطعي. ويوفر انزياح طوري ثابت من $\pi/2$ لجميع أنحاء منطقة الكشف الكامل في كلٍ من الإشعاع وحيد النمط ومتعدد الأنماط. تمييز الاتجاه تم بنجاح بواسطة قياسات نفق الرياح. توفر هذه التقنية إمكانية بناء رؤوس قياس مصغرة والتي يمكن إدماجها، مثلاً، في نماذج نفق الرياح.

من أجل قياس المركبات الثلاثية لمتجه السرعة، تستخدم مقاييس سرعة بترتيبات ثلاثية أو متعددة الحزم. هناك أسباب لاستخدام أربع حزم كمتطلبات دنيا لإعادة تشكيل السرعة ثلاثية الأبعاد كاملة (3D)، حتى وإن كانت ثلاث أشعة تغذي مركبات السرعة الثلاثة [١٣٢] للتحقق من مركبات السرعة، من الممكن أيضا مسح العينة بطريقة دقيقة قياسا إلى نقطة تركيز الأشعة من المركبات بدلاً من إزاحة تردد أشعة

الكشف. النتائج التي تم الحصول عليها بهذه الأساليب متكافئة. غير أن المسح الميكانيكي أبسط من إزاحة التردد ويسمح أيضا بتشكيل صور - (صور السرعة) لسرعة التدفق عبر منطقة ثنائية الأبعاد أو منطقة فراغية ثلاثية الأبعاد. يمكن استخدام أسلوب LDV لقياس تدرج السرعة، تحت شروط معينة، والذي هو على أهمية كبيرة في ميكانيكا الموائع. معلومات مفصلة حول توزع السرعة هي شرط أساسي لمعرفة تصميم الأجهزة الديناميكية الهوائية مثل أجنحة الطائرات، فوهات أنابيب التحكم بالوقود بالطائرات، الخ. كمثال على تطبيق نموذجي آخر في تدفقات الأنبوب قياس الأشكال الجانبية للسرعة التي يمكن بواسطتها تقييم معدل التدفق تماما. في المجال الطبي هناك اهتمام خاص في التمايز الموضعي لمجالات السرعة في عروق الدم الشرايين ذات الأحجام المختلفة.

الاستخدام الأكثر شيوعاً هو تقنية "قياس تشابه- النقاط المتماثلة" لهذا الغرض. وهذا يعني أن معلومات السرعة على كامل الحقل المائع لا تسجل بشكل متزامن ولكن فقط على مقاطع موضعية. يتيح المسح الميكانيكي قياس سرعة المجال برمته. يتحدد التمايز المكاني بأصغر مدى لمنطقة الكشف . عندما كان طوله في النظم التقليدية حوالي ١ ملم، كان من الصعب تمايز تدرجات السرعة القوية. للتغلب على هذا العائق، يمكن استخدام الطريقتين التاليتين:

أ) تحديد مكاني عن طريق مستقبل ضوئي، أي تخفيض في مجال قبول الكاشف.

ب) تحديد مكاني عن طريق بصريات الإضاءة، أي تخفيض طول منطقة الكشف.

في الطريقة (أ) فإن تحديد مجال استقبال الكاشف عادة ما يتحقق بتوقف الشعاع أو التصوير البؤري كنتيجة لذلك، يجب أن يبذل الكثير من الجهد لتعديل وحدة الكشف واستخدام جزء من قدرة الليزر فقط. في الطريقة (ب) يستخدم تركيز قوي

أساسا، كما ذكر أعلاه. إلا أن هذا عادة ما يعني التقيد بمسافة عمل قصيرة. مثل هذه التطبيقات تكون نموذجية للدراسات الطبية الحيوية. على سبيل المثال، تم في [133] دراسة هجرة الصفيحات وخلايا الدم الحمراء في المعلقات الممدة بشكلٍ كبير. وقدم لهذا الغرض منطقة الكشف مع بعد جانبي من ٥,٧ ميكرومترا وطول ١٩ميكرومترا وقيست الأشكال الجانبية للسرعة في قناة تدفق مستطيلة بعرض ١٠٠ ميكرومتر. مثل حجم القياس القصير هذا تم الحصول عليه باستخدام تركيز صغير، مما أدى إلى مسافة عمل أقل من ٤ مم ونصف زاوية عبور من١٧,٢° . ستناقش أدناه أمثلة أخرى على ما يسمى بمجاهر دوبلر الليزرية وتطبيقاتها.

يتطلب في العديد من التطبيقات مسافات عمل أطول. بما أن إطار المدخل إلى أنبوب التدفق يكون بحجم محدود، تكون زاوية عبور الشعاع محدودة بالنسبة لمسافة عمل معينة ولا يمكن أن تكون منطقة الكشف أقل من قيمة معينة. وعلاوة على ذلك، تغير تباعد الهدبية يتزايد متناسباً عكساً مع مربع قطر خصر الحزمة في منطقة الكشف. طالما أن الموقع الطولي للجزيء العابر لمنطقة الكشف يكون عادة غير معروف، يمكن اعتباره اتساع العرض الطيفي لخط دوبلر، كاضطراب ظاهري. لذلك، فإن تصميم نظام LDV يكون حلاً وسطا بين التمايز المكاني العالي (معطى بطول منطقة الكشف) ودقة قياس السرعة (معطاة بتغير التباعد الهدبي).

مزايا الألياف الضوئية في إرسال واستقبال أنظمة LDV، مثل المرونة والمناعة ضد الاضطرابات الكهرومغناطيسية، معروفة جيدا. تستعمل الألياف وحيدة النمط بصورة أكثر في الأجهزة التقليدية. تم منع استخدام الألياف متعددة الأنماط لفترة طويلة لمنع الانخفاض في جودة الإشارة ومع ذلك قد تستخدم الألياف متعددة الأنماط مع ميزة توزع الشعاع في مقياس دوبلر لسرعة الريح الليزري وخاصة عندما يحتاج لقياسات بتمايز مكاني عال [134، 135] .

تسمح الألياف متعددة الأنماط بشكل ملحوظ بنقل أعلى للقدرة داخل LDA في منطقة الكشف وتحتاج لجهد محاذاة أقل من الذي تحتاجه الألياف وحيدة النمط. استعمال ثنائيات ليزرية عالية القدرة في إعداد مثل هذه الأجهزة LDA، يتيح بقياسات سرعة حساسة لتدفقات السائل. علاوة على ذلك، تكون منطقة الكشف أصغر من حجم نقطة تقاطع شعاعي الليزر بسبب الترابط المكاني المنخفض للضوء المتعدد الأنماط. وهكذا يمكن أن تتحقق قياسات مصممة أفضل مكانياً من أجل تغيرات في سرعة التدفقات تسمح بقياسات ترددية دقيقة وبتحديد حركات الجسيمات المتسارعة. يمكن كبت النموذج البقعي للشعاع متعدد الأنماط بشدة عند اختيار فتحة ألياف كبيرة مع وسط تشتت عال و استخدام مصفوفة ديودات ليزرية بأطوال ترابط منخفضة. ويتيح استخدام الليف متعدد النمط LDA تحقيق دقة أعلى في تحديد تدرجات السرعة في (الاضطراب الصفائحي والطبقي).

استخدام تقنية التوزع التقسيمي الترددي frequency division-multiplexing (FDM) في حساسات دوبلر الليزرية للأشكال الجانبية السرعة تسمح بتمييز إشارات عن نظامي الأهداب [136]. حيث في هذه الحالة، تستخدم الحساسات طولا موجيا واحدا فقط، وبناء عليه، يمكن أن يُبْطَل أثر التشتت الناجم عن الأطوال الموجية المختلفة في أنظمة الألياف الضوئية. يفصل استخدام الألياف الضوئية الجزء الكهرضوئي عن رأس القياس، و يحسن بذلك من قوة نظام التحسس. وتستخدم أجهزة التحسس FDM بكفاءة لقياس توزع السرعة على مقربة من الجدار مع تمايز مكاني عال. علاوة على ذلك، كثيرا ما تستخدم تقنية توليد الترددات للتمكّن من قياسات السرعات الصغيرة المقاربة للصفر بالقرب من الجدار [137]. سنناقش من ناحية أخرى في هذا الفصل، نوعين من تطبيقات مقياس دوبلر للسرعة الليزري: قياسات السرعة بعيدة المدى مع

ليدارات Lidars دوبلر لدراسات الغلاف الجوي وقياسات السرعة القصيرة المدى بواسطة مجاهر دوبلر الليزرية للدراسات الطبية الحيوية.

(٦,٢) مقاييس السرعة بعيدة المدى و مقاييس سرعة الرياح الليزرية (الليدرات)
Long-Range Velocity Measurements and Wind Lidars

يوجد نهجان أساسيان في قياسات السرعة الكبيرة: تحديد ترددات انزياح دوبلر الناتجة عن الجريان في الإشعاع المتشتت عن الجسيمات والمكتشف بواسطة الليدار. يشمل كشف الترابط إجراء خلط ضوئي بين التشتت المزاح بدوبلر والإشعاع المترابط المرجعي غير المزاح (أو مُوَلِّد ذبْذبات موضعي). في هذه الحالة، يحدد تواتر انزياح دوبلر بمعالجة إشارة الفرق في مجال التردد المنخفض، وهكذا يمكن قياس السرعات بمجال واسع من الصغيرة جداً إلى الكبيرة جداً. كشف عدم الترابط يعني أن تواتر انزياح دوبلر يحدد في مجال الترددات الضوئية. ومن المؤكد أنه في هذه الحالة فقط توجد ترددات دوبلر الكبيرة جداً يمكن حلها حتى مع محللات الطيف الضوئية الحديثة عالية الدقة، وبالتالي تصمم أنظمة من هذا النوع لقياس السرعات الكبيرة فقط.

تحظى مشكلة قياس سرعات الريح عن بعد بأهمية قصوى لمجموعة متنوعة من الدراسات الأساسية، ولا سيما في مجال فيزياء الغلاف الجوي، لمختلف التطبيقات بدءاً من مراقبة التلوث البيئي وفي الحفاظ على أمن الطائرات و الطيران في المطارات إلى الرصد الجوي المحلي والعالمي ورصد الأعاصير. لأنه في هذه الحالة تتم القياسات في الأجواء المفتوحة. الجسيمات المشتتة هي الهباء الجوي والذي يتألف من قطرات ماء وبلورات ثلجية وغبار، ورماد وأنواع أخرى من الجسيمات البيولوجية (الحبوب، جراثيم، إلخ.). لهذه الجسيمات مقاطع عرضية للتشتيت الضوئي مختلفة، وهذا يعتمد على موقع القياس وموقع منطقة الكشف، وعلى مساهمة الجزيئات المختلفة في التغييرات المهمة للإشارة.

مقاييس السرعة الليزرية لقياسات بعيدة المدى تسمى عادة "الليدر" lidar اختصاراً للكشف وتحديد المدى الضوئي " Light Detection And Ranging " ينبغي أن تعمل استناداً إلى التطبيقات ليدرات مقاييس الرياح من أرضية مخبرية ثابتة أو مسار متنقل أو بيئة محمولة جوا أو بيئة فضائية، وهذا يعني شروطا مختلفة والقيود هي التي تحد من حجم النظام و مصادر الطاقة، والتكلفة، والوثوقية، الخ. ولقد طورت ليدارات دوبلر ابتداء من الثمانينات و تعتمد عادة استخدام ليزرات غاز CO_2 ١٠,٦ ميكرومتر وليزرات الحالة الصلبة المضخوخة بالدايودات الليزرية (١,٠٦ ميكرومتر، ١,٥٥ ميكرومتر، و ٢,٠ ميكرومتر) وليزرات الألياف المضخوخة بالديودات الليزرية (١,٥٥ ميكرومتر).

في الأنظمة المعتمدة على ليزرات CO_2 عالية القدرة تم استخدام ليزرات الضغط الجوي المثارة عرضياً (TEA) (transversely excited atmospheric) بكلٍ من حالتي التشغيل للموجة المستمرة (CW) والنبضية، وذلك اعتماداً على مدى المسافات اللازم تغطيتها والتمايز المكاني لقياسات السرعة اللازم تحقيقه [138]. تسمح الأنظمة بالإضافة إلى تقدير مقدار سرعة الرياح بتقدير ثابت هيكل السرعة. قد تم التحقق من الأسلوب تجريبيا في تجارب تهدف إلى كشف الدوامات المولدة اصطناعياً، مثل دوامات طائرات السفر، وتمييزها عن الرياح الطبيعية والاضطرابات استناداً إلى مقارنتها مع مقادير ثابت هيكل السرعة.

أظهرت مقارنة نتائج قياسات تجارب الليدار مع البيانات التقليدية لمقاييس شدة الريح التقليدية والمنفذة من مرتكز أرضي و من مرتكز بحري و منصات قائمة مرتكزة على صاري الغلاف الجوي أن ليدارات دوبلر يمكنها قياس الأشكال الجانبية لطاقة الرياح في الغلاف الجوي بدقة ممتازة. ويمكن الكشف عن عدم تجانس الغلاف الجوي

غير المرئي مثل كشف وملاحقة دوامات أعقاب الطائرات. علاوة على ذلك تُقترح الليدرات من أجل تطبيقات منقولة جواً. تم بنجاح اختبار تجربة تقنية ليدار التشتت المرتد (LITE) في الفضاء في عام ١٩٩٤. يمكن أن يعطي ليدار دوبلر في الفضاء معلومات عن كل من الرياح والتشتت المرتد. وتمت مناقشة أمثلة عن الليدارات المحمولة جواً المقترحة في [139 ، 140].

تم وصف نموذج أولي لتطبيق ليدار دوبلر للرياح بـ ليزر CO_2 نبضي ذي طاقة عالية ، و نبضة طويلة و بعرض حزمة ضيق مناسب للحمل في [141]. تم الحصول على طاقة خرج ١٠ جول عند كفاءة أعلى من ٨٪ في النبضات الطويلة بعرض حزمة ضيق ، وبنمط طولي وعرضي وحيد. استخدم رنّان غير مستقر ذو فرع إيجابي مع مرآة جاوسية فائقة من المرتبة الرابعة كرابط خرج. أجريت تجارب لتحدد تأثير فتحات التجويف الثابتة ذات أقطار مختلفة والتي تحفز على اضطرابات حيودية للمجال النظري وتحد من انتقائية الأنماط العرضية للتجويف. تم إيجاد الحد الأعلى لاختيار نصف قطر نعومة المرآة الذي يسمح بتحسين المفاضلة بين كفاءة الليزر وجودة الشعاع. وأعطت قيمة ٠,٧٥- ٨ للنسبة بين e^{-1} قطر شدة شعاع وفتحة خروج الليزر تشغيلاً بنمط مستعرض وحيد من دون خسارة كبيرة في الكفاءة. في ليدارات دوبلر التي تستند إلى ليزرات الحالة الصلبة ، يقوم ليزر وحيد الحلقة المضخوخ بالديود الليزري (laser-diode-pumped monolithic ring lasers)عادة بوظيفة مذبذب رئيسي. تكون المذبذبات ذات طاقة خرج حوالي ٢-٣ كيلوواط قادرةً على كشف إشارات من السحب المتحركة عند مدى ٢,٧كيلومتر و من الهباء الجوي (aerosols) عند مدى ٦٠٠ متر [142]. تم وصف نظام مماثل إلى حد ما، ولكن يهدف إلى دراسة التدفقات الهيدروديناميكي المحرضة بالليزر والذي لا يتطلب الكثير من الطاقة في [143]. عُرِض مقياس دوبلر للسرعة

الليزري عالي الحساسية ويتميز قياس متزامن لعناصر تشتت ضوء تتحرك عند سرعات مختلفة وحساسية اهتزاز تعتمد على تعديل الشدة المتحرضة بحقن الضوء المزاح بدوبلر في ليزر الحالة الصلبة الرقاقي المضخوخ خارجياً في [144].

اجتذبت أنظمة ليدار دوبلر المترابطة بالتشغيل المستمر والنبضي باستخدام كافة العناصر الضوئية للألياف و بطول موجيCW ١,٥٥ – ميكرومتر اهتماما للتطبيق في تحسس الريح عن بعد بسبب سلامة العين والوثوقية وسهولة الانتشار. تم عرض تصميم وتنفيذ نظام ليدار دوبلر مترابط بسيط بتشغيل مستمر CW و بطول موجي ١,٥٥ ميكرومتر ، متعدد الوظائف وكذلك لنظام ليدار معدل ترددياً مترابط بقدرة خرج من ١واط في [145]. يعتمد النظام على منبع ليزري نصف ناقل بالإضافة لمضخم ليفي الشكل مشوب بالأوربيوم (erbium-doped fiber) ، ومُوجِّه حلقي ضوئي- ليفي مستقل عن الاستقطاب يستخدم كمفتاح استقبال- إرسال ومعالج للإشارة الرقمية، ويبين النظام أنه يكون قادراً على إجراء قياسات لسرعة الرياح حتى في الظروف الجوية الصافية عندما تتجاوز الرؤية ٤٠ كيلومترا. تشير قياسات الهباء الجوي إلى إمكانية استخدام كشف جسيم وحيد وذلك لقياسات سرعة الرياح بحساسية مُحسَّنة. يتمكن النظام من إجراء قياسات سرعة على امتداد خط البصر لهدف ثابت عند مجالات لعدة كيلومترات بدقة في مجال بضعة أمتار ودقة سرعة من ٠,١ متر في الثانية.

تمت دراسة مشاكل نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR) وظروف تشتت جسيم واحد مقابل ظروف تشتت جسيمات متعددة في قياسات الرياح بعيدة المدى مع حساس رياح دوبلر ليزري بنمط تشغيل مستمرCW يعمل بطول موجي ١,٥٥ ميكرومتر من قبل المؤلفين نفسهم [146]. عند مدى أكبر من (>١٠٠ متر)، تتوافق الإشارة بإحكام مع إحصاءات غاوس العقدية complex Gaussian statistics ، تمشيا مع

إضافة مساهمات عدد كبير من انتشار الهباء الجوي غير المترابط. عند تناقص المجال، يقل حجم الكشف سريعاً و تعدل إحصاءات الإشارة جذريا. عند مجالات أقصر من (<٨ متر) تصبح الإشارة مهيمنا عليها من قبل رشقات قصيرة كلٍ منها ناشئ من جسيم واحد ضمن الحجم المقاس. أحداث الجسيم الواحد هذه يمكن أن يكون لها نسبة إشارة إلى ضجيج SNR عالية جداً لأن ١- تصبح الإشارة مركزة داخل نافذة زمنية صغيرة و ٢- عرض حزمتها ينخفض كثيراً مقارنة مع كشف الجسيمات متعددة. تم عرض إحصائيات إشارة الرياح في مجالات مختلفة و تنوع شروط التشتت الرجعي الجوي. وبينت النتائج أن أحداث تشتت الجسيم الواحد تلعب دوراً هاماً حتى إلى مجالات ~٥٠مترا، مما يفضي إلى نتائج غير متسقة مع إحصاءات غاوس العقدي.

في بعض أنظمة دوبلر الليزري المترابطة، تُستَخدم ترتيبات مكبر قدرة مهتز رئيسي، والذي يكون فيها المذبذب الرئيسي عبارة عن ليزر أشباه موصلات بتجويف خارجي، ومضخم القدرة عبارة عن مضخم ليفي مشوب بالأوربيوم بخرج ~١W عند طول موجي ١,٥٥ ميكرومتر [147]. يتم توجيه الأشعة إلى داخل ألياف ضوئية وحيدة النمط، مما يسمح بتركيب مؤلف من وحدات للمخطط الضوئي وبمكونات قياسية للتصميم الضوئي مع مكونات قياسية. يستخدم في التركيب ديود ثنائي السكون و أجهزة للإرسال والاستقبال ضوئية منفصلة تكفل حساسية كافية لكشف سرعة رياح دوبلر موثوق في ظروف تشتت معتدلة على مدى قصير (وبمقدار ~٢٠٠ متر). يؤدي ترتيب ثنائي السكون إلى حجم مجس محدد بشكل جيد يتكون من تقاطع أشعة الليزر المرسلة مع أشعة المذبذب الموضعي المنتشرة خلفيا وبشكل افتراضي. يمكن أن يكون هذا مفيداً للتطبيقات التي تتطلب توضعا دقيقا لسرعة الرياح (دراسات نفق الرياح) أو الذي يمكن أن يؤدي فيه الدخان أو الغيوم المنخفضة، أو الأجسام الصلبة

إلى إشارات زائفة لسرعة الرياح. تحديد منطقة الكشف يؤدي إلى إنقاص قدرة الإشارة. استخدام جهاز إرسال ليزري يعتمد على ضخ ديودHo:Tm:LuLiF ، وضعت مؤخرا مواد ليزر مطورة تسمح باستخراج طاقة فعالة أعلى، مكّن من تركيب ليدار دوبلر مترابط بطول موجي ٢ ميكرومتر و بطاقة إنتاج (١٠٠ميلي جول) أعلى من المتاحة سابقاً [148]. تحقق التشغيل بتردد وحيد عن طريق تقنية زراعة حقن صعود و- إطلاق a ramp-and-fire injection seeding technique. يستخدم بنية كاشف ضوئي متطور لدمج ديودات ضوئية في تركيب متوازن مزدوج. يسمح نظام معالجة الإشارة الرقمية بإظهار سرعة الرياح في الزمن الحقيقي و بإظهار معلومة التشتت المرتد للهباء الجوي. توفر الطاقة العالية للنبضات وفعالية الاستقبال قياس مجالات الريح عند نطاقات بعيدة جداً.

(٦,٣) مجاهر دوبلر الليزرية
Laser Doppler Microscopes

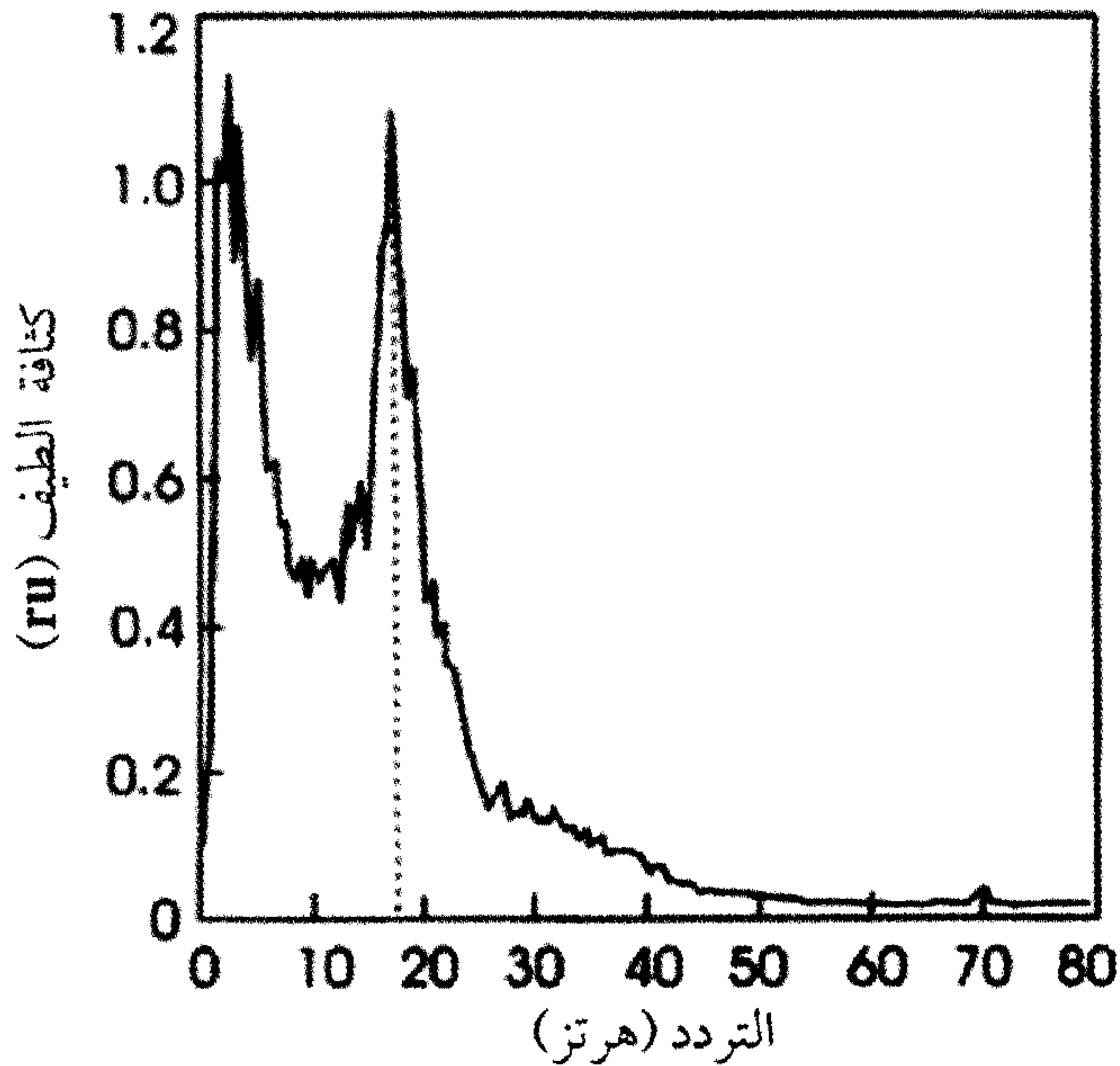
مجاهر دوبلر الليزرية Laser Doppler microscopes هي فئة من مقاييس السرعة تستخدم التركيز الضوئي القصير جداً لتشكيل منطقة كشف صغيرة جداً داخل الجسم المدروس. تصمم عادة هذه الأجهزة على وجه الخصوص من أجل البحوث الطبية الحيوية، قياسات دفق سرعة البروتوبلازما داخل الخلايا الحية وسرعة تدفق الدم في الوعاء الدموي الميكروي الواحد. يتعذر في هذه التطبيقات، تغيير أحجام وتركيز الخصائص الضوئية لجسيمات التشتت التي هي مكونات طبيعية لبروتوبلازما الدم لتحسين شروط القياس. لا يمكن إزالة التشتت من الخلية وجدران الوعاء الدموي و الوسط المحيط تماماً في بعض التطبيقات. ومع ذلك، قد تستخدم كإشارة مرجعية، ما يجعل في كثير من الأحيان الترتيب التجريبي أبسط. ومن المؤكد أنه عند التجريب بعناصر حية يجب اتخاذ احتياطات خاصة حتى لا تتأثر العينات وظاهرة التدفق

المدروسة بضوء الكشف، مما قد يولد حرارة أو تفاعل ضوئي مميز. تبين المنشورات الرائدة إمكانيات دوبلر الليزري على إجراء قياسات سرعة تدفق بروتوبلازمي في نوعين من الخلايا بشكل تزامني [149، 150]. في التجارب مع الخلايا النباتية، تم قياس وتفسير طيف الضوء المتشتت من جزيئات السائل الخلوي المتدفق في الخلية الحية، والمزاح تردده بتأثير دوبلر وذلك لاستنتاج تفاصيل توزع السرعة في البروتوبلازم. وأشارت النتائج التي تم الحصول عليها في التجارب مع طحالب المياه العذبة نيتيلا Nitella نموذج التدفق المميز الذي يجعل من الانتشار يسهم إسهاما مهملاً. وجد أنه لا فرق في سرعة الجسيمات ذات الأحجام المختلفة. تختلف سرعة التدفق خطيا مع درجة الحرارة و درجة حرارة فائقة المثالية مقدارها ٣٤ درجة مئوية وتوزع السرعة أصبح أضيق عند درجات الحرارة العالية. يمكن أن يُمنَع التدفق البروتوبلازمي بواسطة ضوء الليزر، وقد استُخْدِم هذا التأثير لدراسة الاستجابة الضوئية للطحالب. بقطر شعاع أقل مايمكن حوالي ٥٠ ميكرومتر ، بإعاقة محددة جداً، تصبح عند الانتقال حوالي ٢٠٠ ميكرومتر عكس اتجاه التدفق و ٤٠٠ ميكرومتر مع اتجاه التدفق. ينتج التعرض الطويل لليزر منطقة بيضاء خالية من اليخضور، التي هي أقل بثلاث درجات حساسية للكبح الضوئي.

نُشر مؤخراً في [151، 152] دراسات أُجريت لنموذج فراغي لسرعات الدفق الهيولي بواسطة تقنية LDV على خلايا حية مماثلة لطحالب تشارا (Chara). وثبت أن طريقة LDV دقيقة، وأسفرت عن نتائج ذات تكرارية وقيست حتى عند اختلافات متناهية الصغر في السرعات حوالي ٢٠ ميكرومترا في الثانية. ويبين الشكل رقم (٦,١) طيف فورييه نموذجيا لإشارة تضمنت ذروة دوبلر واضحة تماماً. وكشفت القياسات عن وجود تباين مكاني وزماني كبير في تدفق السرعة داخل الخلية مستقل عن موضع

الخلية تبعاً لاتجاه الجاذبية. في معظم الخلايا المتوضعة أفقياً، قياس سرعات التدفق لسائل الخلية المقاسة من الجذر للأعلى ومن الأعلى باتجاه الجذر في المواقع المقابلة في الخلية، مختلف اختلافاً كبيرا. وأن التدفق القممي في الأجزاء القممية لمناطق التدفق لكل من نوعي الخلية كان أسرع من التدفق القاعدي.

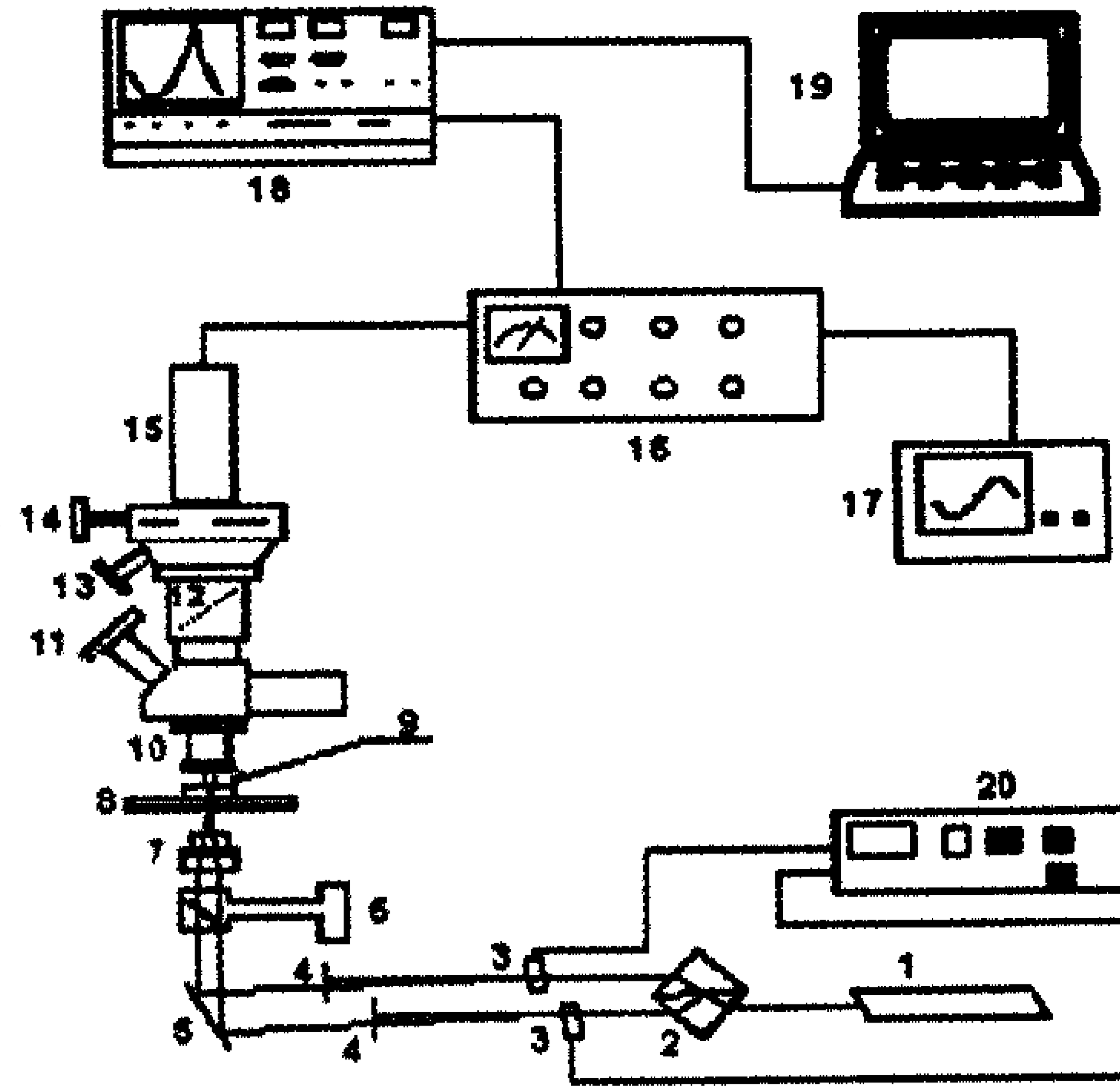
توقع المؤلفون أن يكون الفرق الموضعي في نمو دفق السرعات في الجذور وفي الأشنيات (rhizoids protonemata) ناتجاً عن الاختلاف بترتيبات هيكل الخلية لتيارات متعارضة و/ أو تحميل مثبطات (مثل Ca^{+2}) من منطقة القمة /تحت القمة إلى داخل الدفق الهيولى الباطني *basipetally*.



الشكل رقم (٦,١). طيف فورييه نموذجي لضوء ليزر متشتت يمر مماسياً عبر سيتوبلاسما خلية تشارة Chara. مدة القياسات، دقيقة واحدة تعطى الكثافة الطيفية بالوحدات النسبية (ru). يقابل الهرتز ١.٢٢ أي أن ذروة دوبلر(خط عمودي متقطع) تتوافق مع سرعة تدفق ٢١,٥ ميكرومتر في الثانية [152].

التطبيقات التقليدية لمقياس السرعة دوبلر الليزري والمجهري ترتبط بحد التشتت المفرد، مما يعني ضمناً أنه قد يتواجد هناك في نفس الوقت جسيم تشتت واحد أو عدة جسيمات في منطقة الكشف ، تُظْهر معظم الفوتونات حدث تشتت واحد فقط أثناء تفاعلها مع التدفق. و يُدْخِل التشتت الإضافي الناتج عن الوسط الثابت المجاور غموضاً في اتجاه مُتجهات موجة أشعة الفحص، وبالتالي انحرافاً في تردد دوبلر المقاس. عندما يزيد عدد أحداث التشتت، يصبح هذا الانحراف أكبر. يتجلى ذلك باتساع ذروة دوبلر في الطيف وبظهور مركبات تردد إضافية، مما يجعل ذروة دوبلر غير متماثلة.

يؤثر التشتت المتعدد بشدة على دقة قياسات دوبلر الليزرية لسرعات تدفق السائل عند وجود تركيز عال لجزيئات التشتت (التتبع) في التدفق. وهذا ما يجعل تنفيذ القياسات وتفسير البيانات صعباً. وعلى وجه الخصوص، فإن هذا نموذجي عند قياس تدفق الدم في الأوعية الدموية الأحادية بأقطار أعلى من ١٠٠ ميكرومتر [153،154]. لا يزال تنفيذ قياسات دوبلر بشكل صحيح أكثر صعوبة عندما يحصل التدفق في وسط شديد التشتت. وهذه حالة نموذجية، فمثلاً، لقياسات محددات تدفق الدم في الأوعية السطحية الظاهرية الثانوية المنغمرة داخل الأنسجة. فإن الأخيرة تعمل كوسط عكر. إن استخدام مجهر دوبلر الليزري غير مجدٍ على الإطلاق، في ظل ظروف تشتت متعدد حيث يكون متوسط طول مسار نقل الفوتون أقصر بكثير من الحجم المميز للجسم المدروس، في هذه الحالة، ينبغي استخدام التقريب المتقدم ضمن نطاق نظام نظرية الترابط في تقريب التشتت [155 ، 156].



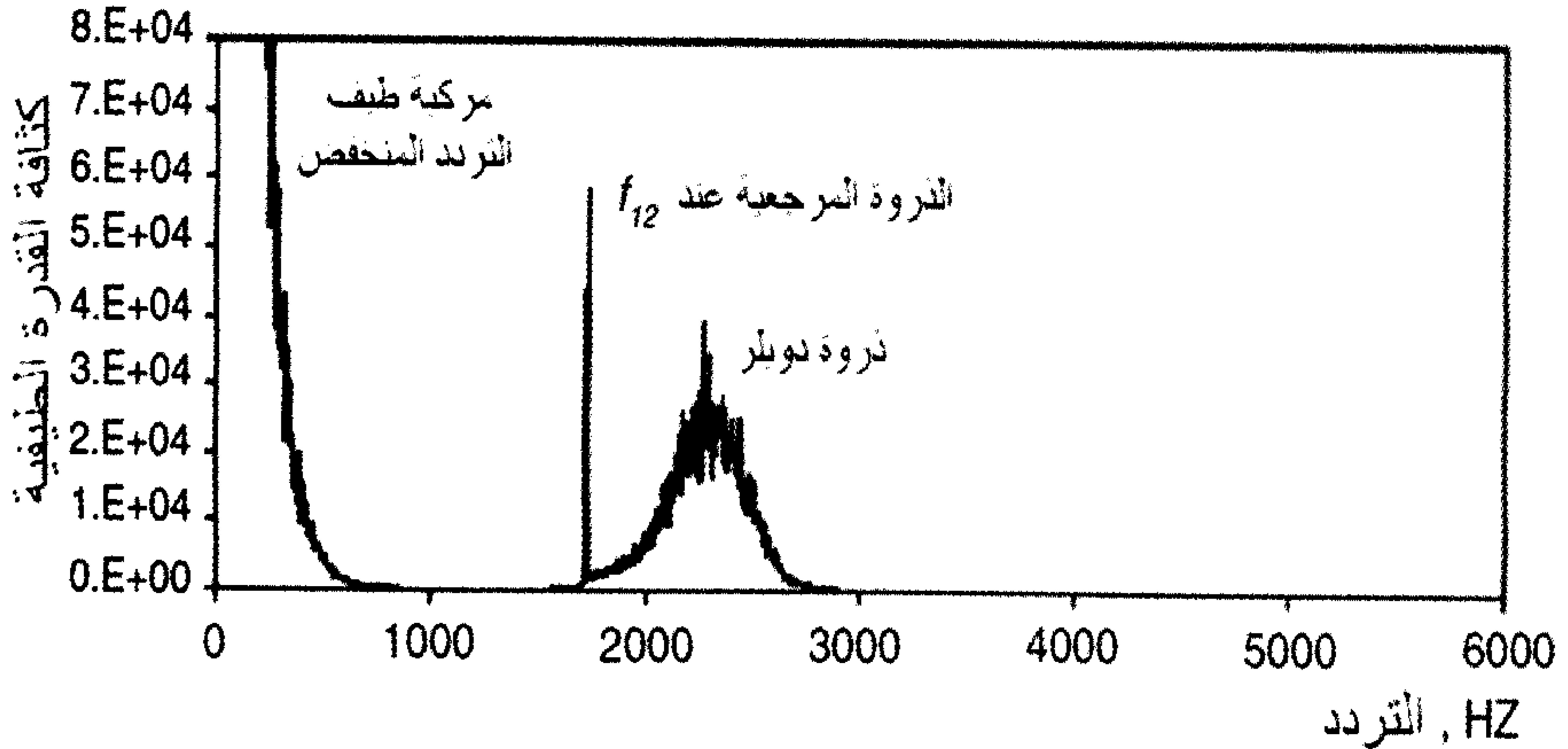
الشكل رقم (٦,٢) مخطط إعداد تجريبي ١ ليزر He–Ne (632.8 نانومتر)؛ و٢، مجزئ شعاع؛ و٣، خلايا براغ؛ و ٤، ثقب الدبوس ؛ و ٥، مرآة قابلة للتعديل؛ و ٦، جهاز الإضاءة؛ و ٧، عدسة تركيز؛ و ٨ طاولة قابلة لتعديل الوضعية XYZ؛ و ٩، جسم قيد الدراسة؛ و ١٠ عدسة جامعة ؛ و١١، العينية (في المجهر)؛ و ١٢، مرآة قابلة للإزالة؛ و ١٣ قطعة عينية؛ و ١٤، ثقب الدبوس قابل للتعديل؛ و١٥ أنبوب صمام تضخيم ضوئي ؛ و١٦، مضخم؛ ١٧، راسم إشارة؛ و ١٨، محلل طيف في الوقت الحقيقي؛ و ١٩، جهاز كمبيوتر مع وحدة ADC (النوع ٣٠٥– L)؛ و٢٠ وحدة ضخ خلية براغ [157].

تمت دراسة تأثير التشتت المتعدد على أطياف دوبلر في تجارب اختبارية والتي استخدم فيها مجهر دوبلر الليزري ثنائي الشعاع laser Doppler microscope (LDM) مصنع محلياً، يعمل في نمط التشتيت الأمامي لقياس سرعة تدفق محوري لتعليق جزيئات لاتكس (latex particles) في أنبوب زجاج شعري أفقي منغمس في محلول مستحلب دهني Intralipid بتراكيز مختلفة [157]. ويظهر في الشكل رقم (٦,٢) تصميم المجهر.

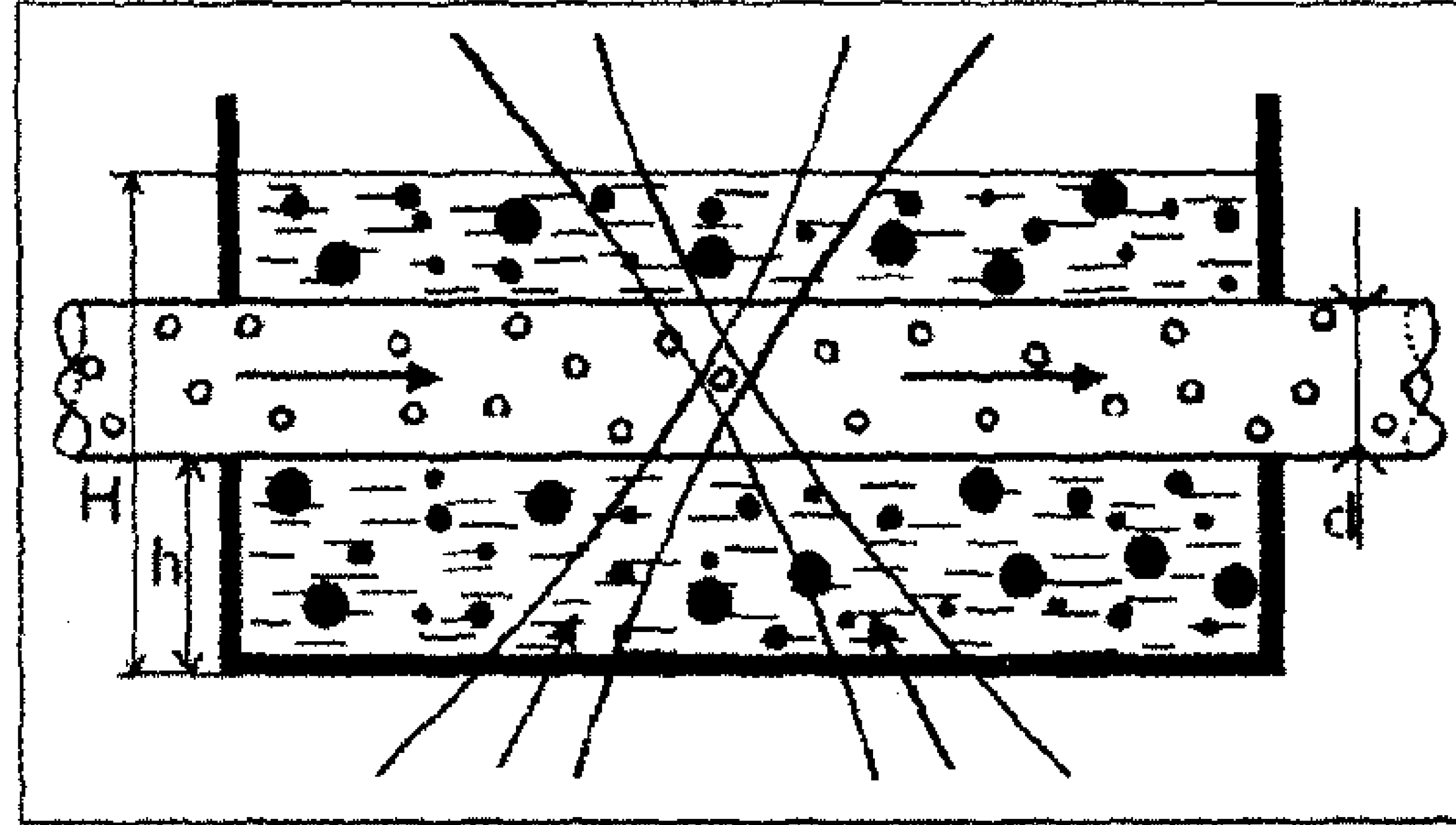
في هذا المجهر، يتم استخدام انزياح ترددات ضوئية صوتية لتقسيم حزمة الليزر البدائية إلى شعاعين شدتهما متساوية ولإيجاد انزياحات ترددية دقيقة جداً ومختلفة. تحيد

الأشعة في خلايا براغ بحيث تكتسب الرتبة الأولى للحيود انزياحاً ترددياً نسبياً f_{12} قابلاً للتوليف من صفر إلى عشرة كيلوهرتز.

يتم اختيار قيمة الضبط f_{12} اعتماداً على السرعة القصوى التي يمكن قياسها، وبالتالي، على الحد الأقصى لانزياح دوبلر اللازم كشفه. وعادة ما توضع f_{12} في النطاق من ١ إلى ٢ كيلو هرتز. إن تقاطع انزياح التردد وأشعة الكشف المركزة يشكل منطقة الكشف متمركزة عند محور تدفق بوازوي (Poiseuille flow) في الأنابيب الشعرية. ويحمل الضوء المعلومات عن سرعة التدفق. ليتم الكشف، يُركِّز الضوء المتشتت من الجزيئات التي تعبر منطقة الكشف إلى مستوى صورة المجهر حيث يحد ثقب الدبوس القابل للتعديل (الفتحة) من الضوء الشارد ويحذف جزءاً من الضوء القادم من صورة منطقة الكشف. يتم الكشف عن الضوء المتشتت الذي يمر عبر ثقب دبوس الكشف بواسطة أنبوب صمام التضخيم الضوئي (PMT). المعلومات عن سرعة التدفق متضمنة في التعديل الترددي لإشارة خرج الـ PMT. ويضم طيف القدرة لهذه الإشارة عادة تردداً منخفضاً أساسياً وذروة دوبلر كما هو موضح في الشكل رقم (٦,٣)



الشكل رقم (٦,٣). طيف دوبلر نموذجي مكتسب من إشارة أنبوب صمام التضخيم الضوئي لنمط التشتت الأمامي، مجهر دوبلر الليزري بالشعاع المزدوج ، مع انزياح ترددات ضوء صوتية لأشعة الفحص عند قياس سرعة تدفق معلق جسيمات (لاتكس ممدد ومخفف) مستحلب الشجر المشعع (أو المخفف) في أنبوب شعري زجاجي دقيق [157].

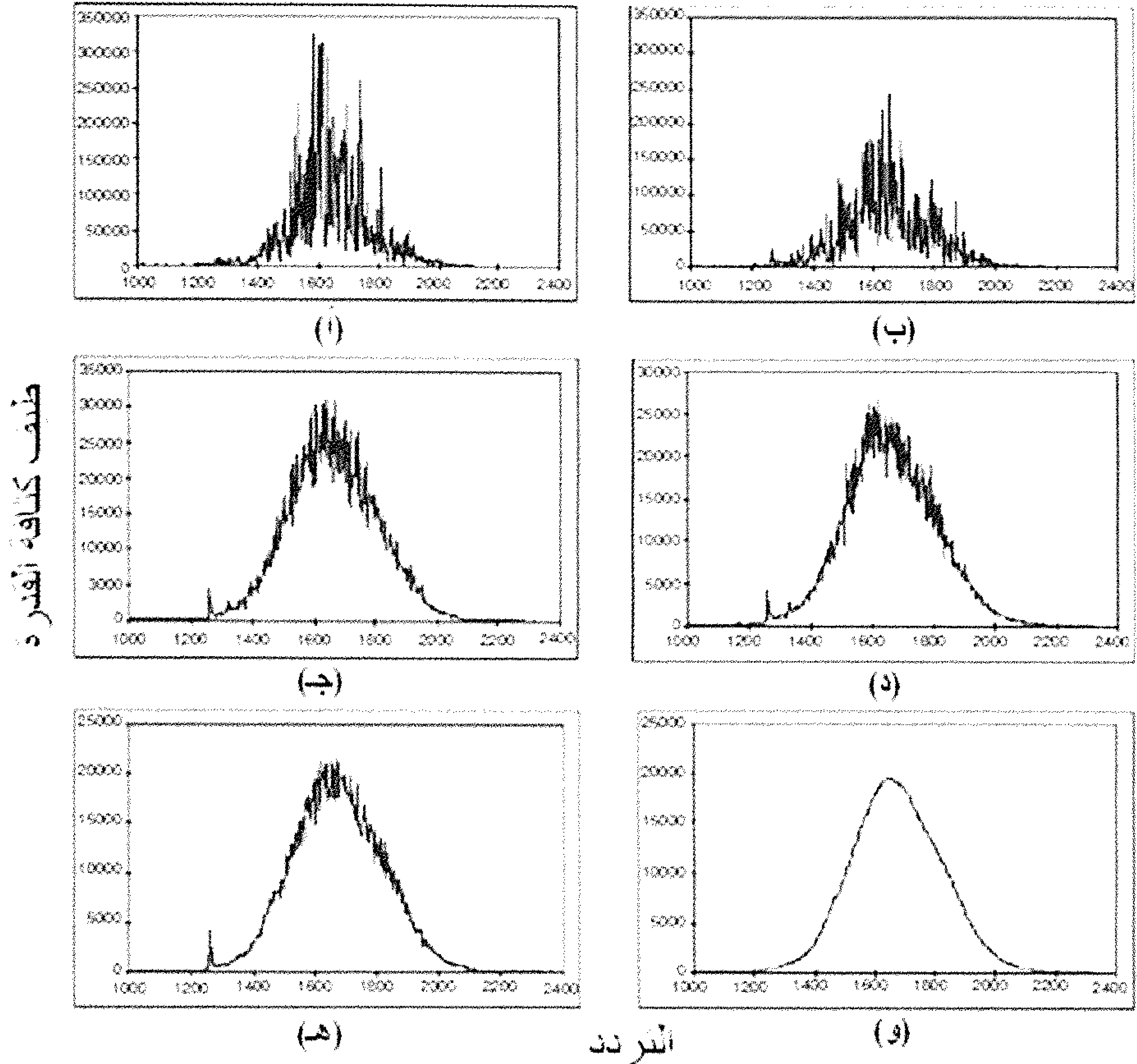


الشكل رقم (٦,٤). التمثيل التخطيطي لأنبوب القياس والتدقيق و لحزمتي الفحص المؤثرتين من أسفل الأنبوب وتشكيل منطقة الكشف عند تقاطعهما [157]

إذا تم إجراء القياسات في حد التشتت الأحادي، فإنه عادة ما تتمركز ذروة دوبلر عند ما يسمى تردد دوبلر، متناسبة مع سرعة التدفق. في هذه الحالة، يمكن تحديد تردد دوبلر من طيف دوبلر كالتردد الذي يتوافق مع الحد الأقصى أو اللحظة الأولى لذروة دوبلر، مُقاس نسبة إلى تردد الصفر. عندما يتم إدخال انزياح التردد النسبي f_{12} في أشعة الفحص، يتم قياس تردد دوبلر نسبة إلى f_{12} ، حيث يُعتَبَر الأخير ذروة مرجعية. عندما تكون مساهمة التشتت المتعدد عالية لدرجة كافية، يتوسع طيف دوبلر توسعاً إضافياً ويصبح غير متنلظر. في هذه الحالة، يسبب تحديد سرعة التدفق كتناسب مع التردد المقابل للحظة الأولى لذروة دوبلر انحرافا. تقييم هذا الانحراف واستكشاف القيم المحددة لمحددات التشتت التي تصل إليها قياسات LDM لا تزال مجدية، أجريت التجارب مع أنبوبة الاختبار موضحة تخطيطياً في الشكل رقم (٦,٤) يدرج أنبوب زجاج شعري ذو قطر خارجي ٠,٧ميليمتر و داخلي ٠,١ ميليمتر في صحن بيتري Petri عند ارتفاع h =٠,١ ميليمتر فوق قاع الطبق في مستوى أشعة الفحص، وتشكل الأشعة المتقاطعة منطقة الفحص بمقاس $\Delta x\times\Delta y\times\Delta z=$ ٥ ×٥ ×١٠ (ميكرومتر)[٣] مع أهداب تداخل. يتم تنفيذ تخفيض آخر لهذه المنطقة بنسبة ٠,٨ بواسطة ثقب الدبوس الموضوع

في مستوى صورة المجهر. صحن بيتري مليء بمحلول إينتراليبيد Intralipid بتركيزات متغيرة تصل إلى H =5 ميليمتر عند $H \geq 1$ (ميليمتر)[٣] ، الفوتونات و التي يمكن أن تكون في البداية قد تشتت مبدئياً بواسطة حويصلات Intralipid عند أعماق $z \leq h$ خارج الأنبوبة الشعرية ، ثم بواسطة جسيمات (اللاتكس) عصارة الشجر بعدها داخل الأنبوبة الشعرية لاتخضع لمزيد من التشتت من قبل جزيئات إينتراليبيد. عند $H < 1$ ملم[٣] ، يمكن أن يخضع الضوء المزاح بدوبلر لتشتت إضافي في طبقة محلول الإينتراليبيد الموجودة أعلى الأنبوبة الشعرية.

تعالج إشارة PMT بالكمبيوتر ، مما يعطي أطياف قدرة الموضعية تضم ٤٠٩٦ توافقية عند مسافة ٢,٤٤ هرتز في نطاق تردد من صفر إلى خمسة كيلو هرتز وزمن أخذ العينات هو ٠,٤١ ثانية. تضم معالجة الطيف توسطياً لـ n طيف من الأطياف الحالية. ويبين الشكل رقم (٦,٥) اعتماد تنعيم الطيف على عدد المتوسطات. لمواصلة معالجة الطيف ، على سبيل المثال ، حساب اللحظات الأولى والثانية ولحظات لذرى دوبلر ، يعرف التوسع النسبي لهذه القمة. يعرف بأنه العرض الكامل عند نصف الارتفاع (FWHH) مقسوماً على تردد اللحظة الأولى ، ونسبة الإشارة إلى الضجيج ، مثلاً ، يتم اختيار عدد المتوسطات عادة بالاعتماد على خصائص الإشارة ($n \leq$ ٥٠). وبالإضافة إلى ذلك ، يتم طرح ذروة إشارة المرجع الضيقة عند تردد الإزاحة f_{12} ، وبعد ذلك يتم تنعيم الأطياف بأسلوب المتوسطات العائمة على مدى ٣٠-١٠ نقطة.

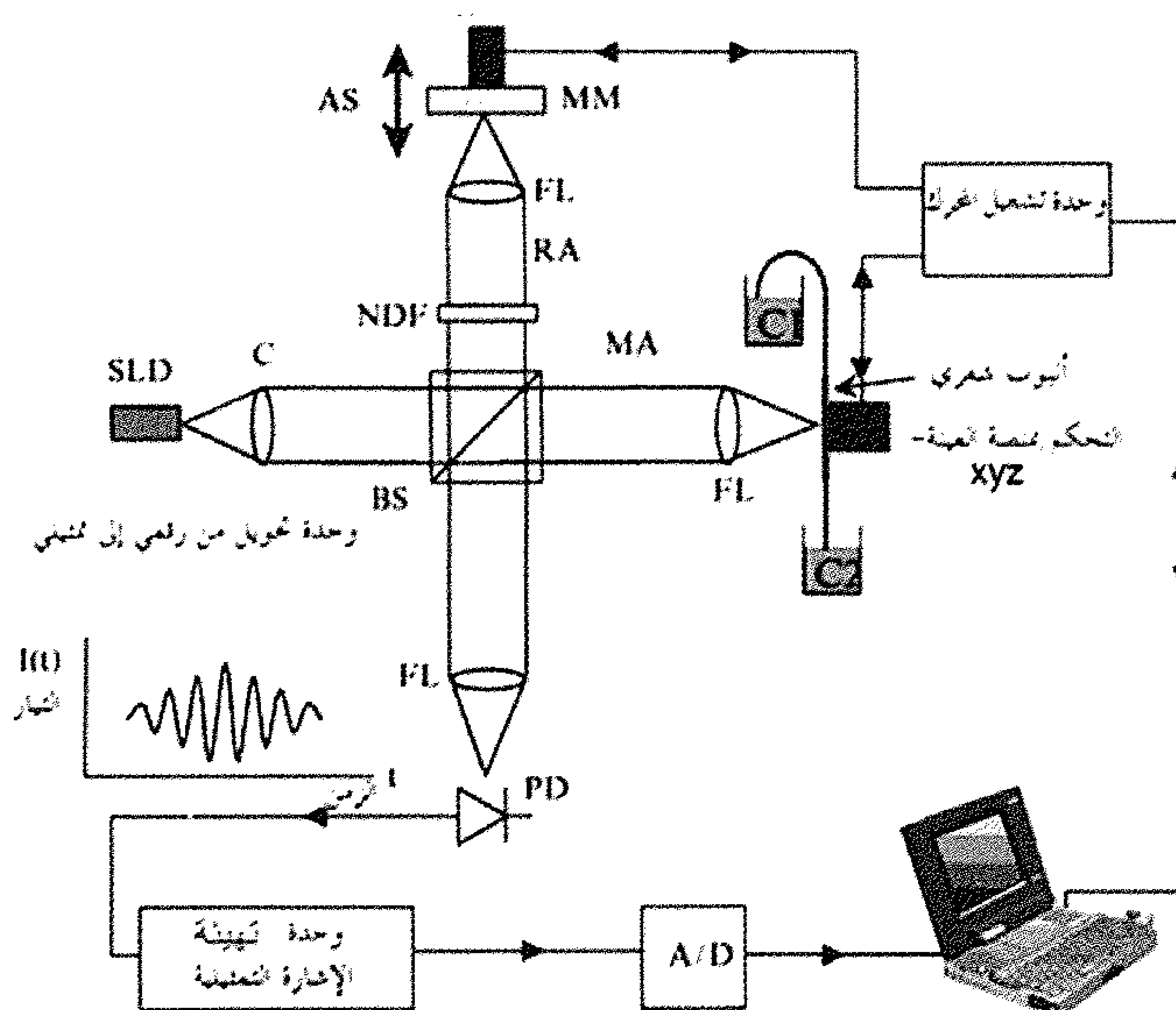


الشكل رقم (٦,٥) تم الحصول على طيف دوبلر بعد أعداد مختلفة من المتوسطات: n = 1 (أ، ب) و ٥٠ (ج) ١٠٠ (د) ٢٠٠ (هـ)؛ الطيف (و) حصل عليه بتنعيم الطيف (ج) لما يزيد على ٢١ نقطة [157].

(٦,٤) جهاز دوبلر للتَّصْويرِ المَقْطعِيّ بالترابط الضوئي
Doppler Optical Coherent Tomographs

بالإضافة إلى تصوير البنية الشكلية للأنسجة، تسمح تقنيات التصوير المقطعي الوظيفية ذات الترابط الضوئي Optical Coherence Tomography (OCT) بتصوير الأوعية مع التدفق في وسط مشتت للضوء، مثل تدفق الدم في الأنسجة البيولوجية،

وقياس محددات التدفق. طريقة دوبلر للتصوير المقطعي (DOCT) هي طريقة تصوير ناشئة توفر صور للأنسجة تحت السطحية وبسرعة تحسس أقل من ١ ميليمتر في الثانية [158—161]، ولتيسير فهم المبدأ الأساسي، نَصِف تصميم نظام DOCT الهواء الطلق البسيط الموضح تخطيطه في الشكل رقم (٦,٦) [162].



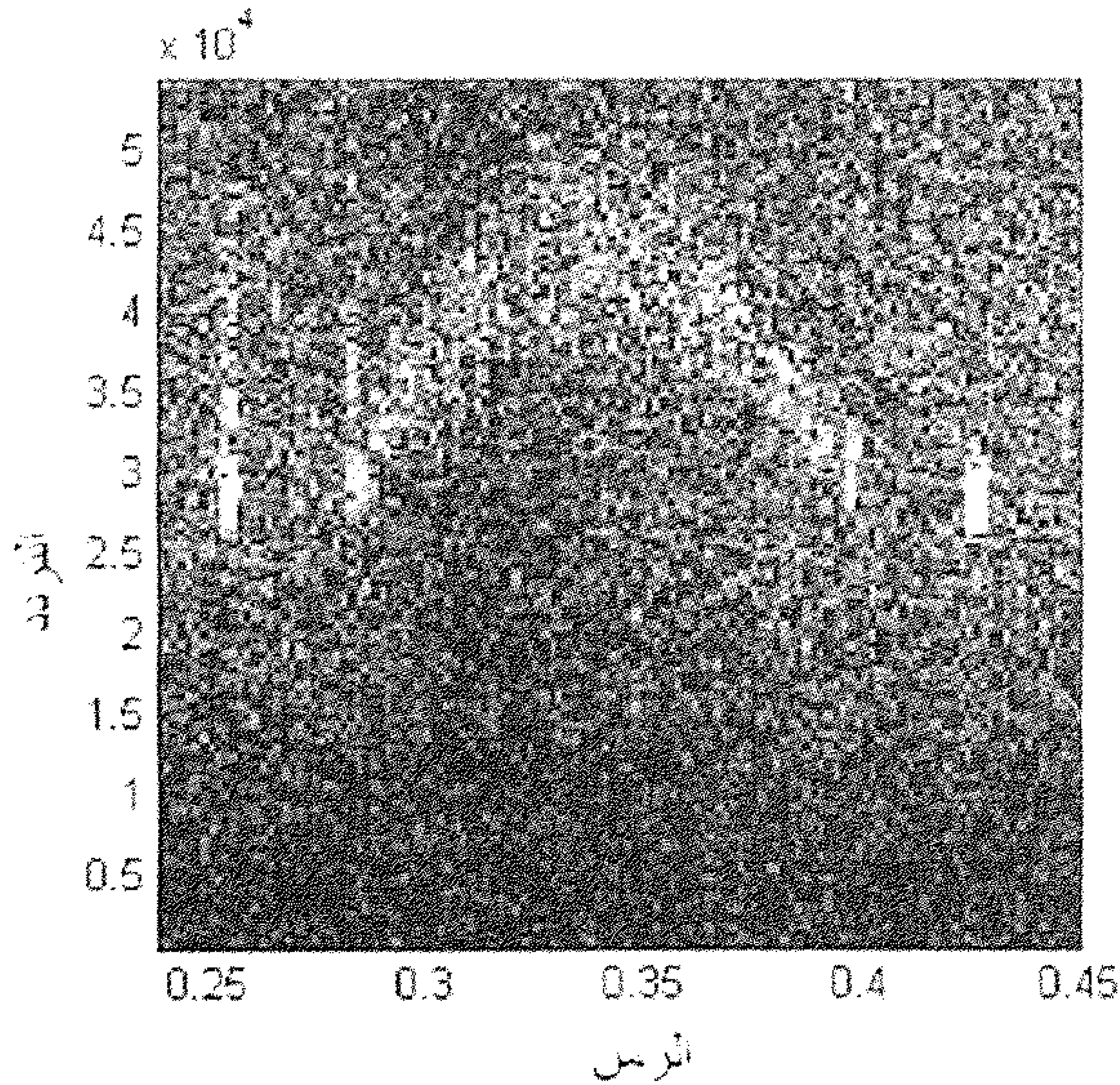
الشكل رقم (٦,٦). التصميم التخطيطي لنظام DOCT في الهواء الطلق [١٦٢].

يعتمد مقياس التداخل منخفض الترابط بنظام DOCT على مقياس مايكلسون للتداخل بالفراغ الطلق. يتكون مصدر الضوء من ديود فائق الإنارة (SLD) بطول موجي مركزي من ٨٢٢ نانومتر. العرض الكامل عند النصف الأقصى (FWHM) لطيف المصدر الضوئي هو ٢٢ نانومترا. تَحُّد إعداد هذه المحددات من عمق التمايز بـ ١٤,٧ ميكرومتر. يُجمع الضوء المُنبعث بواسطة SLD في البداية بواسطة المجمِّع (C) ويُقَسَّم إلى ذراع قياس (MA) و ذراع مرجعي (RA) باستخدام مجزئ شعاع ٥٠/٥٠.

للحصول على رؤية أهداب قصوى، يحتوي الـ (RA) على مرشح كثافة حيادي (NDF) وذلك للحد من شدة الإشارة المرجعية. يتم وضع مرآة مرجعية على منصة نقل دقيقة تقوم بمسح العمق بسرعة ١٢ميليمتر لكل ثانية، هذه السرعة تعطي تردد نبضات دوبلر للمسح المرجعي ٢٩,٢ كيلو هرتز. يتم وضع أنبوبة الزجاج الشعري على منصة نقل XYZ والتي تستخدم محركات خطوية لتحريك الأنبوب الشعري إلى الموقع الصحيح. يتم وضع عدسات التركيز(FL) ذات البعد المحرقي ٦٥ ميليمترا يبلغ قطرها١٠ ميليمتر إلى جوار MA، RA، والكاشف الضوئي (PD). يعطي هذا عمق تركيز ٨٧ ميكرومترا (ضعفي منطقة رايليي Rayleigh)، بينما حجم البقعة الذي يحدد التمايز الأفقي للترتيب، هو ٦,٧ ميكرومتر. يتم تحويل الإشارات الضوئية إلى إشارة كهربائية بواسطة ديود PIN قياسي يحول تيار الـ PD إلى جهد كهربائي باستخدام مضخم تحكم أولي و محول ممانعة ويضخم بواسطة مضخمات جهد. يكون عرض النطاق الترددي للوحدة بحالة الإشارات التمثيلية هو ٢٧ - ١١٠ كيلو هرتز. علاوة على ذلك، ونسبة الإشارة إلى الضجيج لمضخم تمرير الحزمة ٧٢ ديسيبلا، وهي محدودة بمحول الإشارة (D/A) من تمثيلية إلى رقمية. تخزن الإشارات التمثيلية على القرص الثابت في الكمبيوتر لإجراء مزيد من معالجة الإشارة وذلك باستخدام محول الإشارة (D/A) من ١٢ – bit بتردد أخذ عينات قدره ٣٠٠ كيلو هرتز.

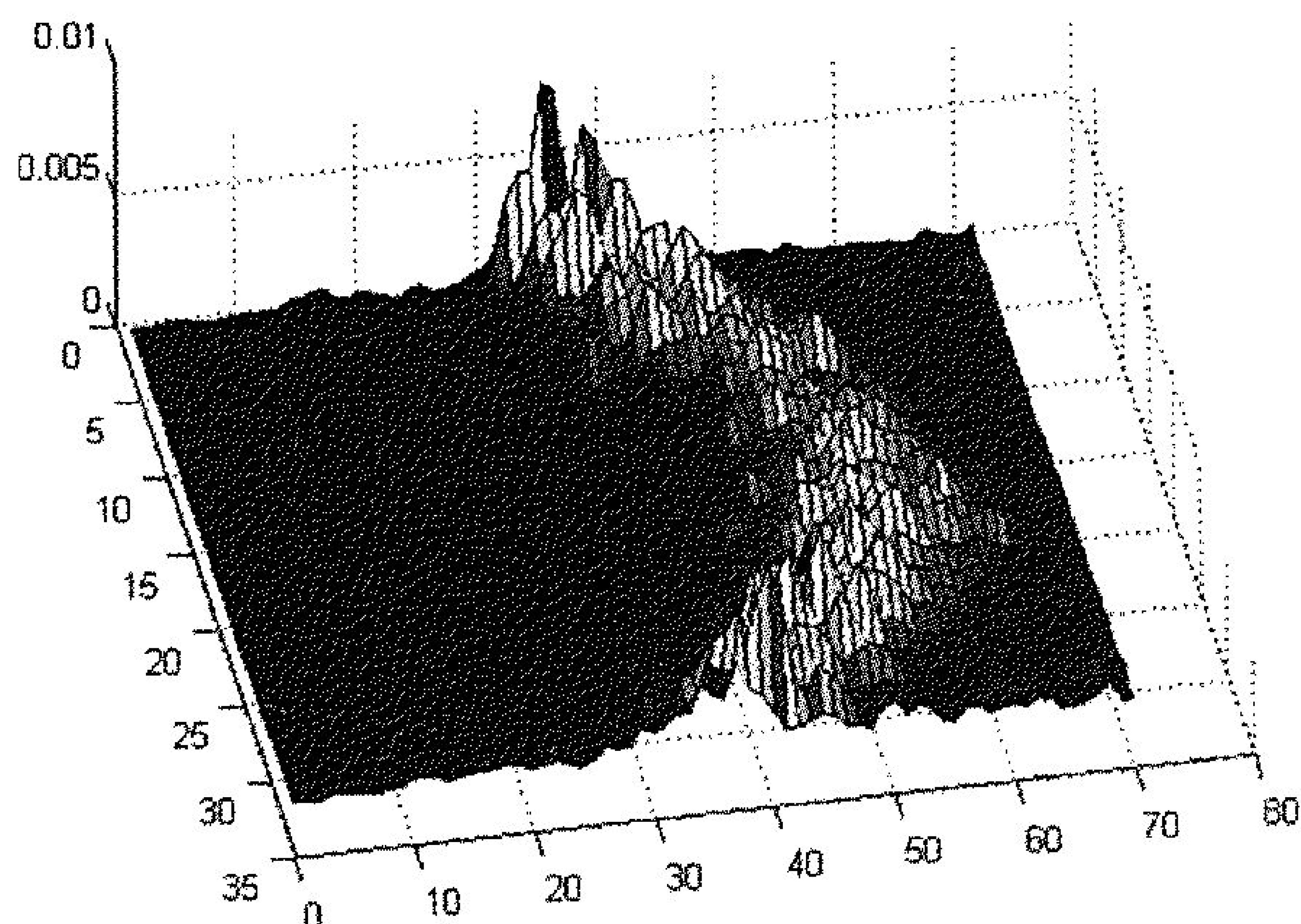
سرعة التدفق، v، لكل مقطع شعري باستخدام حيث λ $v=\frac{(f_D-f_R)\lambda}{2n_m\cos(\theta)'}$ هو الطول الموجي للتشغيل SLD، θ هي الزاوية بين حزمة SLD ومتجه سرعة التدفق، f_D هو تردد دوبلر المقاس للمقطع، f_R هو تردد دوبلر الذي تم الحصول عليه من حركة المرآة المرجعية (٢٩,٢ كيلو هرتز) وهي متوسط نانو متر معامل انكسار الوسط.

القطر الخارجي للأنبوب الشعري كان ١,٥٠ ± ٠,٠١ ملم، بينما قطر اللمعان١,٠١ ±٠,٠١ ملم ،حيث α = ٩٠° ومحلول انتراليبيد (Intralipid) مُثَبَت داخل الأنبوب الشعري. يكون الانحراف المعياري لسرعة التدفق على طول الأنبوب الشعري ٢٤٪. الانحراف المعياري لسرعة التدفق في الثلث الأول من الأنبوب الشعري (٠-٣٣٠ ميكرومتر) هو ٠,٠١٠ متر في الثانية بينما الأرقام المقابلة للمرة الثانية (٣٣٠-٦٦٠ ميكرو متر) والثالثة الأخيرة (١٠٠٠- ٦٦٠ ميكرو متر) هي ٠,٠٢٤ و ٠,٠١٥ متر في الثانية، على التوالي. الزيادة في الانحراف يعود إلى انتشار القدرة في مركز الأنبوب الشعري. وهذا واضح للعيان في الصورة الطيفية لدوبلر الموضحة في الشكل رقم(٦,٧) الذي يبين مسحاً واحداً على طول محور الأنبوب الشعري.

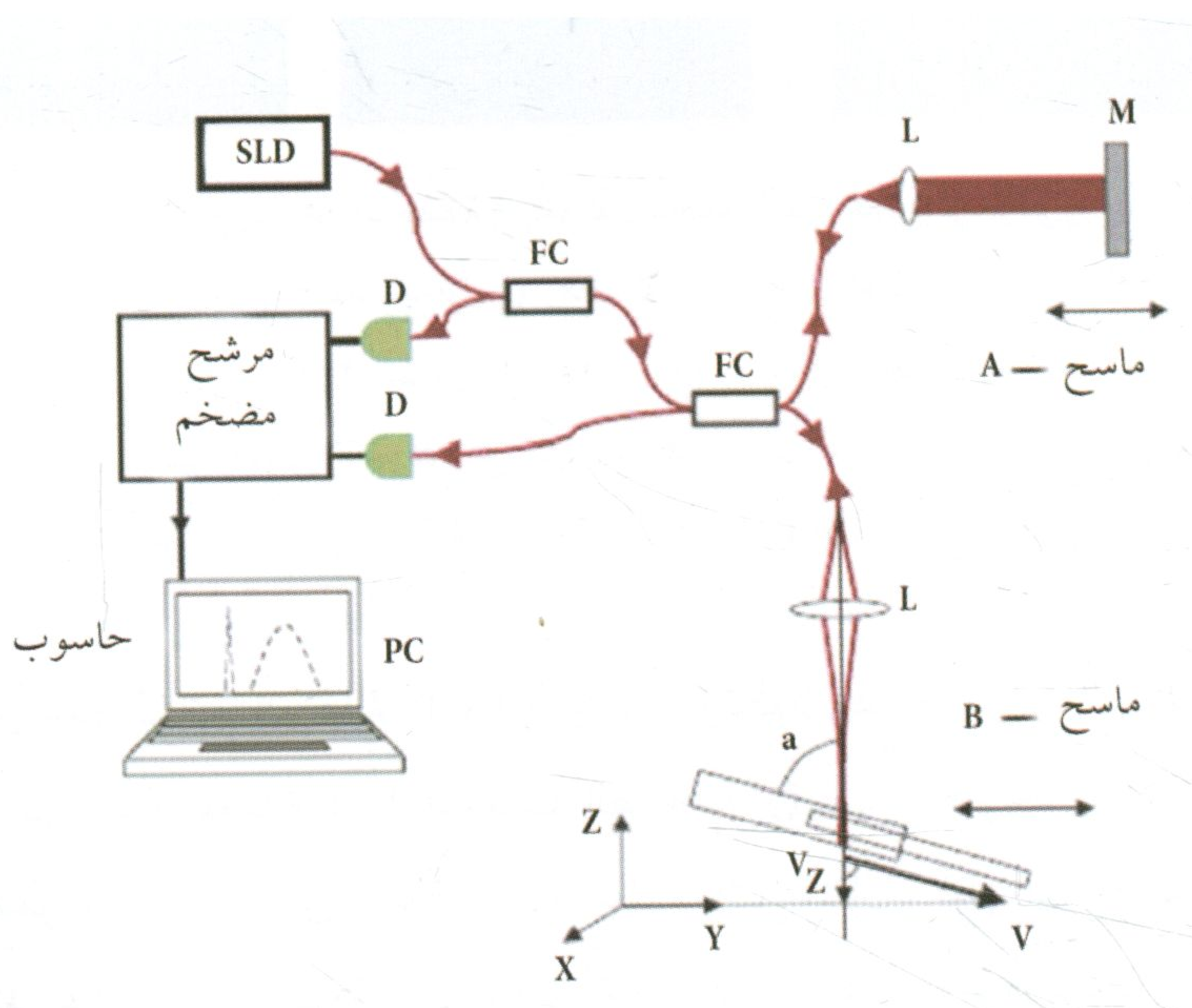


الشكل رقم (٦,٧). مطياف دوبلر سبيكتروجرام Doppler spectrogram لمسح وحيد من السوائل المتدفقة .[162]

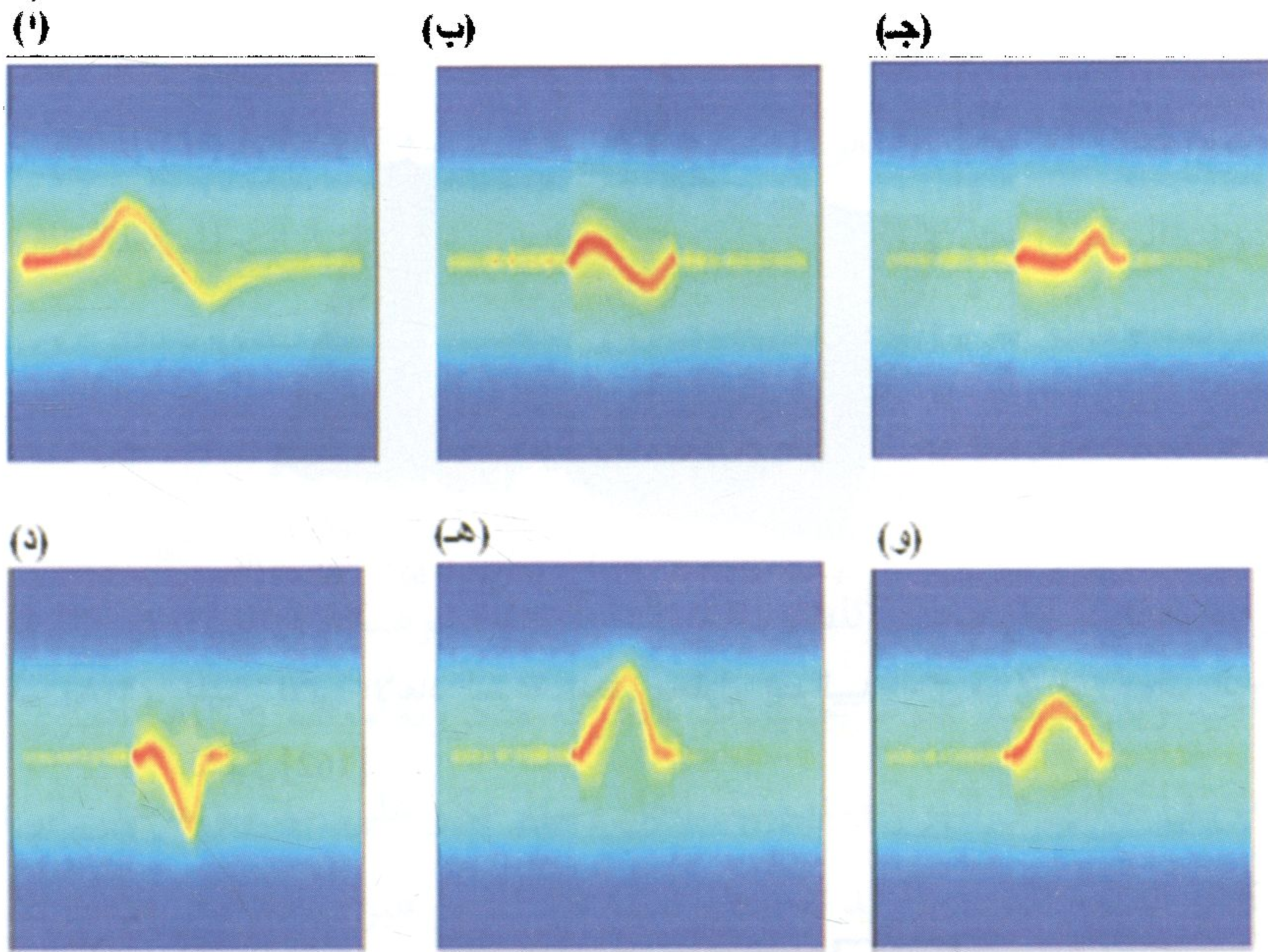
تتم رؤية الجدران الشعرية كنقاط مضيئة على المحور y عند ٢٩ كيلو هرتز . يمكن أن يقع لمعان الأنبوب الشعري تقريبا بين ٠,٢٧ و٠,٤٠ ثانية من المسح و مركز الأنبوب الشعري عند ٠,٣٤ ثانية. وتكشف مقارنة بين الإشارات المسجلة بالقرب من الجدران، وتلك التي في المركز أن قدرة الإشارة تنتشر على نطاق ترددي أوسع عند المركز من بالقرب منها الجدران. ويبين الشكل رقم (٦,٨) صورة أشكال جانبية ثلاثية الأبعاد لمحلول إينتراليبيد ٠,٣ ٪ المتدفق. قياسات بتمايز مكاني عال لأشكال جانبية لسرعة تدفق سائل مشتت للضوء مع تقنية DOCT موضحة في [163] في كل من مجار زجاجية وبلاستيكية مملوءة بجسيمات متحركة ميكروية معلقة في الماء. المجاري كانت تُدرس في حالتين في الهواء ومنغمسة داخل وسط عكر على حد سواء. على الرغم من أن كثافة الضوء المشتت المرتد تنخفض أسياً عند المسح عبر وسط عكر إلا أن الأشكال الجانبية للسرعة يمكن أن تحل بوضوح لأن الإشارة التي تم جمعها تقريبا كاملة بسبب الضوء المشتت المرتد المزاح بانزياح دوبلر عن الجسيمات المتدفقة ضمن منطقة الكشف المترابط. وكنتيجة لذلك، ممكن الحصول على سرعة تدفق بتمايز مكاني أعلى بكثير مقارنة مع مقياس دوبلر للتدفق الليزري التقليدي . ووضّح في [164] إمكانيات تقنية DOCT لتعيين سرعة ثنائية الأبعاد في تدفقات سوائل شديدة التشتت ذات أشكال هندسية معقدة، مثل التدفق المتقارب. ولقد تم مسح تدفق أشكال هندسية معقدة بواسطة نظام DOCT بالألياف الضوئية، كما هو موضح في الشكل رقم (٦,٩)، بدقة مكانية تقريباً من ١٠×١٠×١٠(ميكرومتر)^{٣} وذلك للحصول على صور نطاق السرعة المحددة. وتم الحصول على أشكال جانبية مختلفة مقعرة و محدبة و قطع مكافئ ومثلثية على مسافات مختلفة بعد دخول التدفق الشكل رقم (٦,١٠).



الشكل رقم (٦,٨). تمثيل ثلاثي الأبعاد لسرعة تدفق محلول إينتراليبيد ٠.٣٠ ٪ في أنبوب الزجاج الشعري[162].



الشكل رقم (٦,٩). الرسم التخطيطي الخاص للإعداد التجريبي: SLD مصدر واسع النطاق و FC مُوجِّه ليفي و L عدسات تركيز ومعايرة (ضبط الدقة)، و M مرآة مسح بذراع مرجعية ، و D كاشفات متوازنة مزدوجة؛ و PC كمبيوتر [164].



الشكل رقم (٦,١٠). ملامح السرعة المكتسبة في مواقف مختلفة للقناة عبر مركز الأنبوب: (أ) قبل الدخول (ب) – (و) بعد الدخول. و يمثل المحور الأفقي العمق الذي يتراوح خطيا بين الصفر (يسار) و ٢,٢ ميليمتر (يمين) من أجل مسوحات عبر الخط المركزي للقناة، بينما يشير المحور العمودي إلى انزياحات قياس تردد دوبلر التي تتراوح خطيا بين ٢٥كيلو هرتز (أسفل) و ٢٥ كيلو هرتز (أعلى) حسب [164].

تبين هذه النتائج أن تقنية "DOCT" يمكن أن تكون مفيدة لدراسة التدفقات ذات الأشكال الهندسية المعقدة في التطبيقات الصناعية والطبية الحيوية، مثلاً، لدراسة الدورة الدموية، لا سيما في أوعية فرعية. على سبيل المثال، أظهرت القياسات التي نفذت عند عينات على شكل وصلات "T– وY"– وعند أوعية دموية مع أم دم aneurism عند معدل تدفق حجم دخل ثابت أن التوزع الثابت لسرعات التدفق المقاس على طول مستوى مقطعي متعامد مع ذراع مدخل يقع عند ٢٠ ميليمترا من الوصلة غير منتظم الشكل على طول مستوى مقطع الوصلة [165].

تعتمد قياسات مقدار وتوسع "انزياح دوبلر" في DOCT على عدد من العوامل مثل تركيز وسرعة تدفق جسيمات تشتيت الضوء وعلى موقع وحجم منطقة الكشف المترابط، والفتحة العددية واتجاه شعاع المجس [163]. ولأن الجزيئات التي لها معدلات تدفق أعلى تبقى في منطقة الكشف لفترات أقصر، فإنه تظهر زيادة في العرض الطيفي لذروة دوبلر عند السرعات الأعلى لمناطق مماثلة لمنطقة الكشف المترابط. بضبط موضع مرآة المرجع يمكن تعقب نقطة تركيز شعاع المسبار (مثلاً، بقعة ذات قطر ٥ ميكرومتر عند استخدام عدسة مكروية ذات رقم عدسة NA =٠,٢٢) بحيث تتوضع منطقة الكشف المترابط بالقرب من النقطة البؤرية. يسمح هذا التعديل بزيادة الحساسية وتقليص توسع منطقة الكشف المترابط الأفقي عند فحص مواقع أكثر عمقاً.

من الممكن أن تُقَدَّر سرعة تدفق السائل المتشتتِ بدقة دون معرفة مسبقة لزاوية دوبلر وذلك بالجمع بين قيمة انزياح دوبلر في إشارة الدخل وتوسع عرض نطاق دوبلر الناجم عن الجسيمات المنتقلة عبر شعاع المجس [166]. تتفق القيم المقدرة لزاوية دوبلر ومتوسط سرعة السوائل التي تم الحصول عليها من هذه التجارب تماما مع القيم المعينة مسبقاً.

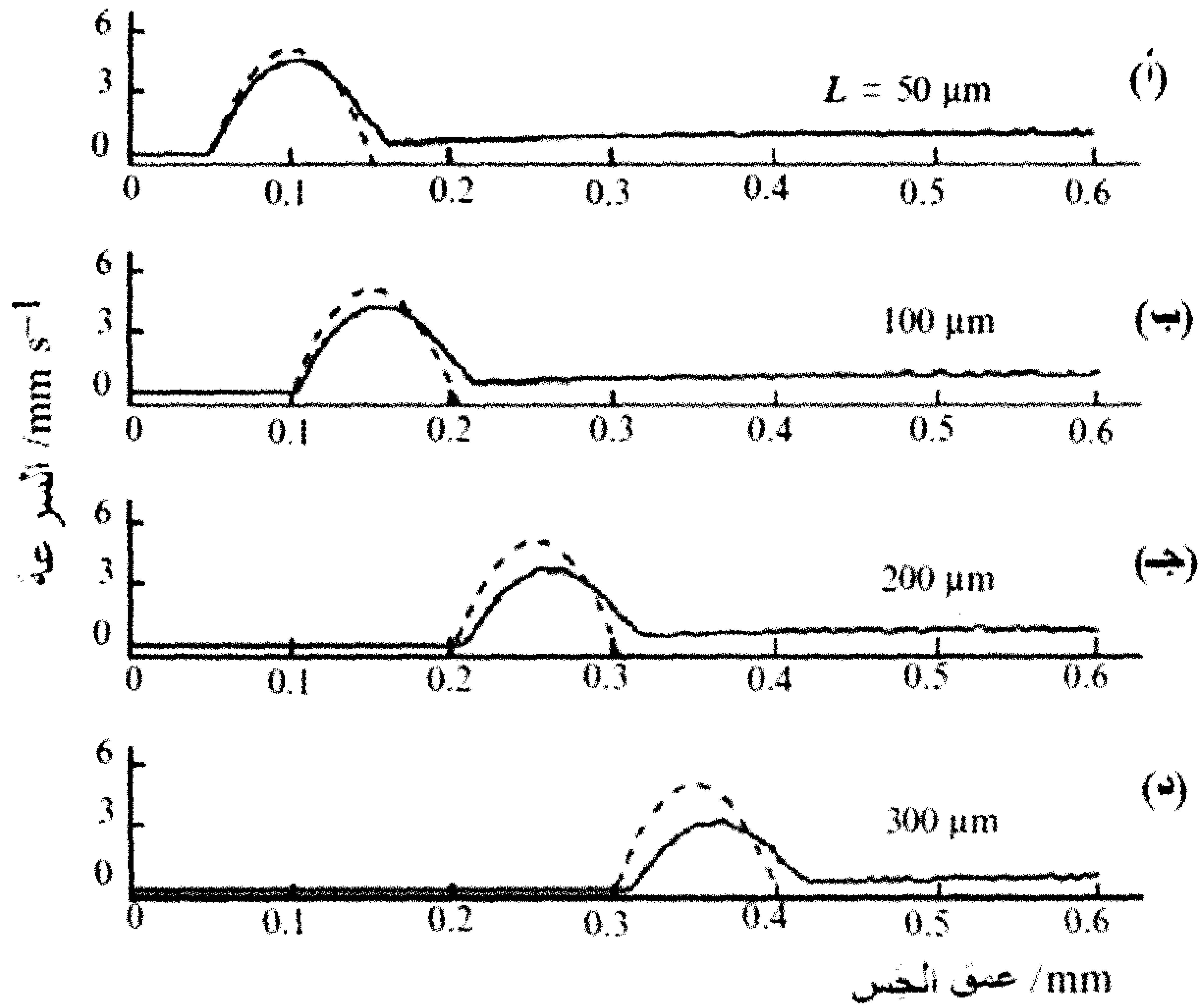
بالجمع بين تقنيات DOCT وOCT في نظام واحد، يمكن جعل البنية الهيكلية ومعلومات تدفق السائل، مرئية وبالتالي التمكن من الحصول على صور طبقية محورية عالية الدقة في وقت واحد للمكونات الثابتة والمتحركة في وسط شديد التشتيت [167].

تُستخدم محاكاة مونتي كارلو لإشارة DOCT غالباً لتقييم الدقة المحتملة لقياسات DOCT ومستويات الضجيج المتأصلة. على سبيل المثال، أظهرت حسابات رقمية على نموذج يمثل تدفق الدم في وعاء دموي أفقي يبلغ قطره ١٠٠- ميكرومتر وضع على عمق محوري ٢٥٠ ميكرومتر في محلول ٢٪ إينتراليبيد Intralipid ، دقة مقدارها يتراوح بين ٣-٤ ٪ للأشكال الجانبية للعمق عبر مركز الوعاء الدموي في قيم تردد دوبلر وفي

موقع حدود التدفق، مقارنة مع القيم المسبقة [١٦٨]. ولقد لوحظ تجريبيا ضجيج تردد دوبلر العشوائي كتظليل في مناطق أسفل الوعاء الدموي، والذي ظهر أيضا في الأشكال الجانبية لمحاكاة عمق تردد دوبلر. وأظهرت عمليات محاكاة مونتي كارلو أن ضجيج دوبلر له مستوى ثابت تقريبا مايزيد عن حوالي ١٠٠- ميكرومتر أسفل الوعاء الدموي. مستوى الضجيج مستقل أساسا عن الفتحة العددية للكاشف، وعن الزاوية بين سرعة التدفق واتجاه المراقبة، بافتراض أن هذه الزاوية أكبر من ٦٠°.

تم تدقيق إشارات التحيز المحتملة في الـ DOCT الناتجة عن تأثيرات تشتت متعددة وتحديد ملامح السرعة الظاهرة لتدفق الدم المنغمر في معلق مشتت للضوء بتركيزات مختلفة من الحويصلات الدهنية وتم الحصول على نتائج الأشكال الجانبية للسرعة على شكل قطعي مكافئ [169،170]. وأظهرت عمليات محاكاة مونتي كارلو أن أكبر قيمة للأشكال الجانبية للسرعة التي أعيد تشكيلها تحدث عند إنزياح تركيزات مرتفعة نسبة لمحور تناظر التدفق في اتجاه الحدود البعيدة وينخفض مقدارها، مما يعني أن السرعة تبدو أقل من السرعة المحددة في النموذج، كما هو موضح في الشكل رقم (٦,١١) نظراً لمساهمة أكبر من الفوتونات متعددة التشتت. في محددات النموذج المحددة في المحاكاة، يصل هذا الانزياح إلى حوالي ١٨ ميكرومتر عند عمق موقع تدفق من ٣٠٠ ميكرومتر.

ولقد تم الحصول تجريبيا على نتائج مماثلة فيما يتعلق بتدفق وهمي يتألف من أنبوب زجاجي شعري يحتوي على دم كامل يتدفق تحت ظروف laminar صفائحية مغمورة في عمق متغير لمحلول إينترالييبيد Intralipid لمحاكاة الأوعية الدموية داخل دوران الأوعية الدقيقة الجلدية في [171].



الشكل رقم (٦,١١). مقارنة الشكل الجانبي (الحقيقي) بويسيويلي Poiseuillie (منحنيات متقطعة) مع الشكل الجانبي لسرعة أعيد تشكيلها من إشارة OCT دوبلر محاكاة بطريقة مونتي كارلو (منحنيات مستمرة) في تدفق دم منغمر في وسط تشتت عند أعماق كشف مختلفة L لموقع التدفق.

لأن تقنية DOCT لها قدرة على قياس الأشكال الجانبية للسرعة وتغييراتها الزمنية مع التمايزين الزماني والمكاني العاليين في أوعية الدم الدقيقة بأقطار من ١٠٠ ميكرومتر وأقل، فإنه يمكن استخدامها بكفاءة لتحليل حركة تدفق الدم الدماغية وما يعقبها من تغيير، مثلاً من التنشيط العصبي. في [172]، الأشكال الجانبية للمقطع العرضي لسرعة تدفق الدم في الأوعية الدموية الدقيقة لدماغ الفئران وتغييراتها الزمنية قيست في الجسم الحي بتمايز محوري ١١ ميكرومترا و تمايز أفقي حول ١٤ ميكرومتر في الأنسجة القشرية. كما قيست توزعات السرعة على طول قطر رأسي للأوعية الدموية

الدقيقة للدماغ داخل نافذة في جمجمة الفئران في فترات زمنية قصيرة بالمسح الضوئي لنقطة العينة بشكل متكرر . فكانت الأشكال الجانبية للسرعة المكتسبة في الشرينات الدماغية قطوعا مكافئة عند أي طور، على الرغم من اهتزاز سرعة خط الوسط تبعاً لنبض القلب بسعة كبيرة بمقدار ٥٠٪ من السرعة الوسطية الزمانية. مما يشير إلى كون تدفق الدم في الأوعية الدموية الميكروية الدماغية تدفقاً صفائحياً شبه مستقر يتسق مع التدفق المتوقع لحالة عدد رينولدز Reynolds صغير ومحدد تردد صغير. وكانت الزيادة الناجمة عن التحفيز في نبض السرعة أكبر بكثير من الزيادة في السرعة الوسطية، الأمر الذي يضع قيداً على تنظيم تدفق الدم الدماغي الموضعي وحجم الدم. تطبيق النطاق الزمني DOCT لقياس تدفق الدم ممكن أن يُحدد بمعدل أخذ العينات المنخفض [١٧٣]. تطبيق تقنية نطاق فورييه (FD) OCT والتي تمتلك سرعة تصوير أعلى بكثير [١٧٥،١٧٤]، تجعل من الممكن استخدام DOCT لقياسات تدفق الدم في الجسم الحي بالإضافة إلى الكشف عن نبض الأوعية. يمكن استخدام FD DOCT للمراقبة السريرية لجلد الإنسان في الجسم الحي بقياس سرعة تدفق الدم ليس فقط في اتجاه شعاع المسح الضوئي ولكن أيضا في الاتجاه المتعامد مع شعاع المسح [176]. التطبيقات المعلن عنها بهذا الأسلوب لقياس تدفق الشبكية [177] أسفرت ليس فقط عن قيم سرعة خطية (ملم/ثا)، بل أيضا عن محددات التدفق الحجمي (ميليلتر في الدقيقة أو ليتر في الدقيقة) دون إجراء أية افتراضات حول الميزات التشريحية.

هناك تعديل آخر مقترح في [178] على تقنية دوبلر للتصوير الشعاعي الطبقي الضوئي الحساس للتشتت المتحرك (MSS–ODT) تعتمد على نظام OCT للنطاق–الطيفي لتصوير تدفق الدم في الجسم الحي وفي الوقت الحقيقي. في MSS-ODT يتم إعاقة تأثير التشتت الثابت بطرح المسوحات المحورية المركبة المتاخمة قبل حساب انزياح تردد دوبلر.

تقنية MSS-ODT مفيدة للتحديد الدقيق لحجم الأوعية الدموية. تعطي الأشكال الجانبية للتدفق المكتسب بواسطة MSS-ODT قطر الوعاء الدموي بدقة أعلى بكثير من تلك التي يتم الحصول عليها باستخدام طريقة حل الطور التقليدي الذي يقلل من القطر بحوالي الربع.

كما ذكر أعلاه، السمة المميزة للـ OCT هي ضحالة عمق التغلغل (١-٣ ميليمتر). مما يحدُّ أساساً من تصوير DOCT بمواقع شفافة أو قريبة من السطح أو داخل الوعاء الدموي، أو بمواقع تشريحية داخل التجويف. نتيجة لذلك، تم تطوير الـ DOCT لاجتياحٍ أقل للأنسجة الخلوية للتصوير في الجسم الحي للجملة الوعائية المجهرية والبنية المجهرية في أعماق أكبر، مما يوفر إمكانية الوصول إلى الجذور العميقة للأعضاء الصلبة. إنَّ قدرة إظهار ورصد تدفق الدم ثنائي الاتجاه الواقع عميقاً في ساق الجرذ والتجويف البطني في الزمن الحقيقي [179]، فضلا عن تغيرات الوعاء الميكروي الناجمة عن العلاج [الديناميكي الضوئي] معالجة عميقة (PDT) داخل الورم في نموذج الجرذ لسرطان البروستات باستخدام نظام DOCT المسح الضوئي الخطي على أساس الإبرة عُرِضَ في [180]. على وجه الخصوص، تم تخفيض مساحة مقطع الأوعية المكتشفة أثناء العلاج ومراقبة الاسترداد الجزئي للمعالجة اللاحقة، وتوقف الوعاء الميكروي الذي يحدث بمعدلات مختلفة، وإظهار العلاقة مع التشعيع الإجماليPDT ومعدلات التشعيع [181]. مقدرة هذه التقنية قد تؤدي دوراً هاماً في توضيح آليات PDT في الأورام، وتخطيط المعالجة مسبقاً، ومراقبة التغذية الراجعة للعلاج الأمثل، وتحديد نقاط نهاية العلاج وتقييمات ما بعد المعالجة.

يمكن تسهيل التنظير في تطبيقات للـ DOCT داخل الجسم الحي بالدمج مع مرآة غشائية صغيرة (١,٤×١,٠) (ميليمتر^{٢}) بيضاوية الشكل بنظام ميكانيكي كهربائي

ميكروي (MEMS) ، يعمل مفتاح الكهربية الساكنة على الضبط الحيوي لتركيز الحزمة الضوئية وتعقب المسح الضوئي المحوري لبوابة الترابط في نظام DOCT [١٨٢]. وأما مرآة MEMS فتهدف للحفاظ على فتحه رقمية ثابتة مقدارها ~٠,١٣ وحجم بقعة ~٦,٧ ميكرومتر على عمق تصوير من ١ ميليمتر في الماء عند تردد مسح ضوئي من ٨ كيلو هرتز، مما يحسن من أداء التصوير في كريات ميكروية محلولة في عينات هلامية ومن دقة تقدير انزياح دوبلر في طيف التدفق.

تم تقييم الجدوى السريرية لنظام DOCT (EDOCT) للتنظير الداخلي في المسالك المعدية المعوية البشرية (GI) في [183]. وخلال التنظير الداخلي الروتيني، تم تصوير المرضى بنظام نموذج أولي EDOCT ، الذي يقدم صور دوبلر ملونة وصوراً مختلفة لسرعة تدفق الدم الغشاء المخاطي وتحت الغشاء المخاطي في إطار واحد في الثانية، متزامنة مع صور تمايز مكاني عال (١٠-٢٥ ميكرومترا) للبنية المجهرية للأنسجة. وتم اقتناء الصور من بقع نسيجية طبيعية (GI معدية) وأنسجة مرضية. وقد لوحظ اختلافات في قطر الوعاء الدموي و التوزع والكثافة و سرعة تدفق الدم بين الأنسجة المريضة GI المصورة. يمكن أن يكشف EDOCT نماذج مختلفة لدَوَران الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة تُبديها الأنسجة العادية والمريضة، والتي قد تكون مفيدة للتصوير التشخيصي ومراقبة العلاج.

دوبلر الملون OCT (CDOCT) هو ابتكار يدعم رسم خرائط سرعة التدفق مميزة مكانياً متزامنة مع التصوير البنيوي المجهري. غير أن التعديلات العشوائية لطيف دوبلر بتوزعات مضطربة لجزيئات التشتت في مجال التدفق يؤدي إلى أخطاء لا يمكن تجنبها في تقدير السرعة وكذلك للمقايضة الأساسية بين معدل الحصول على الصورة ودقة السرعة. وقد كُتِبَ تقرير عن خوارزميات تسمح بقياسات تمييز عميقة بدقة عالية للسرعات في الأوساط المادية العكرة في [184].

يمكن أيضا في بعض التطبيقات البيولوجية الخاصة والمحددة، إجراء تصوير لعينات ديناميكية باستخدام طورالمجال الطيفي المجهري SDPM الذي هو أساس فرع وظيفي للتصوير المقطعي للمجال الطيفي المترابط ضوئيا [185]. يحقق SDPM مستويات رائعة من الاستقرار الطوري باستخدام مقياس تداخل المسار المشترك. وكما في OCT، التمايز المحوري في SDPM يتحدد بطول الترابط للمصدر، بينما التمايز الجانبي يحدد بالحيود في بصريات المجهر. ومع ذلك، المعلومات الكمية للطور المتولد SDPM هي حساسة لانتقالات تشتت بنيوي من أجزاء الأنجستروم. إن تقنيات تصوير للطور الكمي التكاملية مثل التصوير المجهري بطور فورييه Fourier phase والتصوير المجهري بطور هيلبرت *Hilbert phase* ، و التصوير المجهري الهولوغرافي الرقمي، توصلت إلى كشف حركة جزء ميكروية في الخلايا الحية. مقارنة مع هذه التقنيات، تحقق تقنية SDPM تمييزاً للعمق كاملا، سامحة لتمايز حركة مستقل عن تراكيب الخلايا الفرعية عند مستويات مقاطع مختلفة داخل النموذج. وهذا يتيح للباحثين تطبيق هذه التقنية لمراقبة الانكماش الحراري لعينة الزجاج بحساسية سرعة نانوميتر لكل ثانية، ولقياس التدفق الهيولي في خلايا الجسم الحي، مثلاً، في القدم الكاذبة المُتَقَلِّبَة الأميبيا. لاحظ المؤلفون عكس اتجاه تدفق هيولي ناجم عن $CaCl_2$ خارج الغشاء الخلوي وتوزع سرعة بشكل قطع مكافئ فيه.

في [186]، يوسع المؤلفون استخدام SDPM لإنتاج عمليات إعادة تشكيل ثلاثية 3D الأبعاد للحركات الداخلية والسطحية لعضلة القلب النابضة. وتستخدم معلومات الطور لتكميم معلومات الطور حركة البنية الخلوية في البعد المحوري. تتضمن عملية اقتناء البوابات تزامن نظام الكشف SDPM مع حقل كهربائي مُطَبَق يُسْتَخْدَم لتحفيز النبض في الخلايا النظمية المعزولة. من أجل مجريات نظم معينة ، تم الحصول على

تكرار لقياسات الحركة في بعدين خلال الانكماش الخلوي، وبناء صورة حجمية بتكرار العملية على عدة شرائح منفصلة عبر الخلية. تفيد هذه التجربة كدليل على مبدأ التصوير الحجمي للخلايا عضلة القلب النابضة.

(٦,٥) مقاييس التدفق دوبلر الليزري وتصوير التروية
Laser Doppler Flowmeters and Perfusion Imagers

يمكن الاطلاع على مقدمة ممتازة للتاريخ والمبادئ النظرية وتطبيقات مقياس التدفق دوبلر الليزري (LDF) في [187]. التطبيقات الخاصة للـ LDF على أنسجة معينة تشمل مقاييس سرعة القثطرة داخل الأوعية وكذلك العضلات الهيكلية و الجلد و عضلات الهيكل العظمى و المسالك المعدية المعوية والتنفسية، والنظام العصبي المحيطي والمركزي والكلى والعظام، وقوقعة الأذن، وتطبيقاته على شبكية العين. ومع ذلك، هناك العديد من المزايا الفريدة والآثار المحتملة ملازمة لهذه التقنية والتي ينبغي أن تؤخذ في الحسبان، خاصة من جانب الأطباء و اختصاصيي الفيزيولوجيا، عند تفسير بيانات القياس المكتسبة بمقاييس دوبلر للتدفق الليزرية المتوفرة تجارياً.

تساهم الظواهر الحقيقية الفسيولوجية لعدم التجانس الزماني والمكاني لتدفق الدم في تغير قياسات التدفق للأنسجة الصغيرة (حوالي١ ملم^{٣}) الحجم. يتجلى بتقلب الخصائص الضوئية من تدفق الدم، ونتيجة لذلك في إشارة الخرج لأي جهاز قياس [188، 189]. ستُظهر حتى الطريقة المثالية وجود تغيرات في التدفق المقاس. تضاف إلى هذه الاختلافات الفسيولوجية اختلافات تقنية تصنيع الـ LDF. ولهذا السبب كان وما زال يُدفع لتجريب نماذج تدفق التروية في الأنابيب وعمليات المحاكاة العددية لسلوك معلقات خلية الدم الحمراء وعينات الدم كاملة في التدفق والركود [190]. تم قياس توزعات الضوء الزاوية والانتقال الموازي لموجات الليزر المختلفة لشتى معدلات القص

وسماكات طبقة الدم. لقد أبدى التوهين الكلي لضوء الليزر Ne–He الأحمر اتباعاً لنمط غير نظامي بوجه خاص عند انخفاض معدلات القص. استُنْتِجَ من توزعات الكثافة الزاوية وجود عدم انتظام للتشتت الأحادي عبر عمليات محاكاة مونتي كارلو المعكوسة. كما لوحظ زيادة مستمرة لعامل التشتت غير المنتظم g ، مع معدل القص g في نطاق ٠,٩٥-٠,٩٧٥.

في أجهزة LDF ، عادة ما يتم إجراء القياسات مع رؤوس قياس تضم وحدات الإرسال (المصدر) ووحدات الاستقبال (الكاشف)، بوجه خاص، يتم وضع العناصر الضوئية الليفية عند مسافات نسبية مختلفة (فصل المصدر والكاشف). تكشف وحدة الاستقبال الضوء المتشتت من الجسيمات المتحركة وخلايا الدم الحمراء، والجسيمات الثابتة التي تشكل خلايا الأنسجة حَوْلَ تدفق الدم. يُمَكِّن مزج ضوئي مترابط لهذين التدفقين على كاشف تربيعي من الحصول على طيف الترددات النبضية (طيف دوبلر)، والتي تتم معالجتها بعد ذلك لتقدير معدل تدفق الدم.

يتطلب قياس تروية الدم في مناطق أعمق للأنسجة استخدام فواصل كبيرة، في حين تستخدم معظم أجهزة دوبلر الليزرية التقليدية فواصل صغيرة بين المصدر والكاشف. يعتمد تأثير عمق التروية على طيف دوبلر على طول مسار ضوء الاستكشاف الذي يتنقل وفقاً لأعماق مختلفة. وبالتالي، يختلف هذا التأثير لفواصل كبيرة بين المصدر- كاشف عن الأجهزة التقليدية LDF، والذي ينبغي أن يؤخذ في الاعتبار [191]. يستخدم عادة التحليل الطيفي لمعالجة طيف LDF. لإيضاح تطبيق تحويل المويجات، كأحد الاتجاهات الجديدة في معالجة الإشارات. إنها أداة قيمة خاصة فيما يتعلق بالذبذبات الدورية لإشارة LDF الجلدية الممثلة لتأثير ضربات القلب والتنفس والنشاط العضلي ذاتي المنشأ والعوامل عصبية المنشأ على تدفق الدم الجلدي. هذه

التذبذبات تعكس حالة النظام الدوراني المجهري كما تعكس مختلف العمليات المَرَضية والإجهاد و ردود الفعل المحرضة ، الناتجة عن الحركة الجسدية الخ. يعطي تحويل المويجات تمايزاً زمنياً جيداً للمكونات ذات التردد العالي وتمايزاً ترددياً جيداً للمكونات ذات التردد المنخفض. تمتلك قياسات LDF المقترنة بتحليل المويجات للذبذبات في الدورة الدموية الطرفية السطحية إمكانات كبيرة سواء لدراسات آليات تنظيم تدفق الدم الميكروية أو الماكروية في الجسم الحي [192، 193].

تطوّر حالياً أنظمة يجري حاليا وضعها لتصوير تدفق الدم بدوبلر الليزري للحقل الكامل تسمح برصد خرائط تدفق ثنائية الأبعاد أو رصد إشارات التدفق المأخوذة من نقاط قياس متعددة في وقت واحد باستخدام مصفوفة كواشف ضوئية ثنائية البعد [194، 195]. يعتمد جزء الكشف لمثل هذه النظم على وجود كاميرا ذكية من شبه موصل أكسيد الفلز المكمِّل (CMOS) [196] مع معالج إشارة رقمي مدمج وذاكرة للكشف عن إشارات "دوبلر" في أغلبية النقاط فوق المنطقة المضاءة بأشعة الليزر المتفرقة للشكل الجانبي بشدة منتظمة. مدة التصوير في هذه الأنظمة أقصر عدة مرات من مصور دوبلر الليزري الماسح التقليدي. على سبيل المثال، يمكن أن يتم تسليم صور للتدفق عالي الوضوح (٢٥٦ × ٢٥٦ بكسل) كل ٢-١٠ ثانية، اعتماداً على عدد النقاط في الإشارة المستخلصة في المجال الزمني (٣٢-٥١٢ نقطة). خاصية دمج الكاشف تحسن نسبة الإشارة إلى الضجيج في القياسات، مما يؤدي إلى جودة عالية لصور التدفق. الأداء الجيد جداً للتصوير في الأجسام الحية يوضح الإمكانيات الجيدة للتطبيقات المستقبلية من تصوير للتطبيقات السريرية والفسيولوجية.

يشيع استخدام مصادر ليزرية بالتشغيل المستمر CW في مقاييس التدفق بالدوبلر الليزري. عندما تطبق على الأنسجة الحيوية يكون تمايز الطيف المكاني للـ LDF CW

منخفض (فيما يتعلق بالطيف الترددي لدوبلر) ، وذلك نتيجةً لتشتت شدة الضوء. يمكن بلوغ تمايز مكاني وطيفي أعلى بكثير بالجمع بين دوبلر الليزري التقليدي مع تقنيات القياس المميزة زمنياً (TR time-resolved). يعتبر المحلل الطيفي الليزري المميز زمنياً (TRS) للأنسجة البيولوجية الثابتة تقنية سريعة التطور للتصوير والتشخيص المقطعي البيولوجي الطبي. ومع تقنية التبويب الزمني، فإنه من الممكن استبعاد الفوتونات المنتقلة بترشيحها لفترة طويلة نسبيا على طول مسارات شديدة العشوائية والكشف فقط عن الفوتونات الواصلة أولاً والتي تحيد مساراتها قليلاً فقط عن المسار الوسطي، بوصل نقطة سقوط الضوء الليزري مع نقطة الكشف. في [197]، تم عرض جدوى قياس تضارب أطياف انزياح دوبلر من وسط متحرك ذي تشتت عال لثلاثة مصادر ليزر نبضية: ديود ليزري نانوي، و ليزر Nd:YLF بمدة بقاء نبضة ٣٥ بيكو ثانية و ليزر صبغي بمدة بقاء نبضة ٣-٨ بيكو ثانية. النتائج التي تم الحصول عليها تفتح الآفاق لجهاز LDF يعمل بأزمنة محددة للتصوير الطبقي لتروية الدم.

في الاستخدام السريري ولأن تصوير دوبلر الليزري قادر بدقة على التنبؤ بالنتيجة الرضية (الجراحية)، مثلاً، جرح، مع دليل وزن كبير، أقرت الهيئات التنظيمية هذه التقنية لتقييم عمق الحرق بما في ذلك إدارة الغذاء و الدواء [198]. في هذا التطبيق السريري المحدد، قد يكون استخدام القياس عن بعد وصور الحرق البسيطة الخيار الأفضل لتقييم حالات الطوارئ الأولية. ومع ذلك، أظهرت تقنيات دوبلر الليزري من أجل اتخاذ قرارات العلاج الفعلي تَفوقاً على تقنيات قياس التروية مثل التخْطيط الحَرارِيّ والصبغات الحيوية، و التصوير الفيديوي للأوعية و التصوير الفيديوي مجهري، إلخ. تقييم تغيرات تدفق (CBF) الدم الدماغية بواسطة جهاز تصوير دوبلر ليزري المجال القائم على مخطط كشف كاميرا CCD، في الجسم الحي للفئران تم

الإعلان عنه في [199]. تمكن طريقة الإعداد المستخدمة من الحصول على بيانات في ظروف اجتياحية صغرى. على النقيض مع مصورات مقاييس السرعة بالدوبلر الليزري التقليدي، يقاس دليل دوبلر Doppler signature للتشتت المتحرك في نطاق التردد بإنقاص الكشف الضوئي المقترن. يستخدم المتوسط التربيعي للانزياح الترددي المقاس كمؤشر CBF. وقد لوحظ تقلب كبير للمؤشر في تجربة تهدف إلى الحث على تغييرات تدفق الدم.

ومع تقنيات التصوير الضوئي القائمة على رسم خرائط ثلاثية الأبعاد لتروية الوعاء الميكروي داخل قواعد الأنسجة يقيدها بشكل كبير التشتت القوي والامتصاص الضوئي للأنسجة. للتغلب على هذا التقييم فقط تم تطوير نهج تعديل تردد رقمي فعال لتحقيق تصوير تدفق الدم الاتجاهي داخل دَوَران الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة في قواعد الأنسجة عند أعماق نسيج من أجزاء المليمتر في الجسم الحي لتصوير الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة ضوئياً (OMEG) طُوِّر في [200–204]. تتطلب الطريقة من النظام فقط تصوير مجموعة واحدة لبيانات ثلاثية الأبعاد التي تعدل ضمنها صورة التداخلات بواسطة تعديل تردد مستمر والذي يعطي معلومات تدفق باتجاه وحيد. النتيجة هي أن سرعة التصوير تضاعفت و حمولة الحساب نُصِّفت. تستخدم الطريقة بكفاءة لتصوير تروية الدم الدماغية الوعائية في فأر حي مع ترك الجمجمة سليمة، أو دَوَران الدم في الحجرة الخلفية للعين البشرية. ويتيح استخدام تغيرات الطور لإشارات مسح متسلسلة OCT A التقليل إلى أدنى حد من آثار الحركة في صورة التدفق الناجمة عن حركة عنصر لا يمكن تجنبها. الـ OMEG قادر على توفير صور حجمية وعائية في الشبكية والمشيمية نزولا إلى تمايز التصوير بمستوى الشعرية ضمن ~١٠ ثانية.

(٦,٦) مقاييس السرعة بتصويرالجسيمات (بما في ذلك مجاهر الشعيرات الدموية وتصوير الأوعية الظليلي)

Particle Image Velocimeters (Including Capillaroscopes and Angiographers)

مقاييس السرعة بتصوير الجسيمات (PIV) وخصوصا الأكثر حداثة مقاييس السرعة بتصوير الجسيمات الرقمية (D PIV) هي تقنيات ديناميكية ذات تمايز كمي عال قادرة على قياس مجالات سرعة ثنائية الأبعاد 2D وثلاثية الأبعاد 3D والتقاط التغيرات الزمنية آنيا في هذه المجالات بالتفصيل. قدمت العديد من تطبيقات PIV في وقائع سلسلة " ندوات دولية عن الإظهار البصري للتدفق "، المؤتمر الأول الذي عقد في طوكيو في عام ١٩٧٧م ومن ثم تباعا في بوخوم، و أن أربور، و باريس و براغ، و يوكوهاما، و سياتل، و سورينتو، و أدنبرة، و كيوتو، ونورت دام و غوتنغين [205 — 207].

يمكن الحصول على وصف شامل لتقنية PIV بما في ذلك المبادئ ومعلومات عن الخلفية النظرية ذات الصلة التي تدعم الجوانب العملية المرتبطة مباشرة بالأداء وفهم للتجارب التي توظف PIV، على سبيل المثال، في [208 – 213].

أما الفكرة الرئيسية للطريقة فتمكن في قياس السرعة بتصوير وتتبع حركة الجسيمات المعلقة في السائل. تقيم صور التدفق الملتقطة بتقسيم الصور إلى ما يسمى "مناطق تحقيق " و الترابط التصالبي لمناطق التحقيق في الصور المتتابعة. يحسب متجه الإزاحة من موقع ذروة الارتباط، لكل منطقة من مناطق التحقيق. ثم يحسب ببساطة مجال السرعة من متجه الإزاحة بقسمة متجهات الإزاحة على الفاصل الزمني بين الصور. المتطلبات الأساسية لنظام PIV هي مقطع اختبار شفاف بصريا ومصدر إنارة (ليزر)، وجسيمات تتبع ووسط تسجيل (فيلم ، CCD، أو لوح هولوغرافي) وجهاز كمبيوتر لمعالجة الصور. يجب أن تستوفي جسيمات التتبع للـ PIV مطلبين اثنين [214]: ١ – ينبغي أن تكون قادرة على متابعة مسار التدفق دون انزلاق مفرط، و ٢– ينبغي أن

تكون هناك مشتتات فعالة للضوء الليزري المضيء. بينما الشرط الأول واضح إلى حد ما، ينحصر المطلب الثاني بأهمية ليزرات الإضاءة و أجهزة التسجيل. على سبيل المثال، إذا كان انتشار جسيمات معينة ضعيفاً، سيتعين استخدام ليزر أكثر قوة أو كاميرات أكثر حساسية، كل منهما ممكن أن يرفع التكاليف إلى الأعلى، فضلا عن قضايا السلامة المرتبطة بها. على الرغم من أن البحث عن الجسيمات المثالية قد يبدو تافهاً إلى حد ما، إلا أنه من المحتمل أن يقدم فوائد جمة. في التطبيقات الطبية للـ PIV ، تتم عادة دراسة تدفق الدم ومحاكاة معلقات الدم. في هذه الحالة، تلعب خلايا الدم الحمراء عادة دور جزيئات التتبع.

عند العمل مع تدفقات سائل سرعة منخفضة، فإنه من المفيد استخدام كثافة جسيمات قريبة من كثافة السائل. على سبيل المثال، البوليستيرين و جزيئات بلاستيك أخرى بكثافة ضمن حدود بضعة أجزاء في المئة من كثافة المياه هما مرشحان جيدان لتدفقات المياه. تستخدم عادة قطرات زيت للتدفقات الغازية (زيت السيليكون أو زيوت عضوية مثل زيت الزيتون). ونظرا لاختلاف الكثافة بشكل كبير جداً بين الزيت والوسط الغازي، يصبح من الضروري استخدام قطرات صغيرة جداً، عادة <١ملم، لإنقاص سرعات التسوية إلى أدنى حد من تسوية سرعات.

تحتوي قياسات PIV على أخطاء تنشأ من عدة مصادر [215]: ١- خطأ عشوائي ناتج عن الضجيج في الصور المسجلة. ٢- خطأ التحييز الناجم عن عملية حساب موقع ذروة الإشارة إلى دقة من أجزاء البيكسيل. ٣- يؤدي خطأ التدرج الناتج عن دوران وتشوه التدفق ضمن منطقة الاستكشاف إلى فقدان الترابط . ٤- خطأ التتبع الناتج عن عجز الجسيم عن متابعة التدفق دون انزلاق. ٥- خطأ التسريع الناجم عن تقريب سرعة أوليريان الموضعية من علاقة حركة لاغرانج لجسيمات التتبع. يمكن تصغير أخطاء معينة

بواسطة الاختيار الدقيق للظروف التجريبية (على سبيل المثال، تتبع الخطأ). غير أن مصادر الخطأ الأخرى هي متأصلة في طبيعة العلاقة في PIV ولا يمكن القضاء عليها. على سبيل المثال، حتى لو كانت الصور المسجلة لا تحتوي على ضجيج، ممكن أن يتأثر موقع ذروة الارتباط بالترابطات العشوائية بين صور لجسيمات لا تنتمي إلى نفس الزوج. وبالإضافة إلى ذلك، أخطاء التحيز الناتجة عن ظاهرة تسمى "قفل البكسل"، التي تعمل على انحياز موقع ذروة الإشارة بجهة أقرب بكسل أثناء استخدام ملاءمة المنحنى لتحديد موقع إشارة محددة بدقة بأجزاء من البكسل. وبالمثل، ستحدث أخطاء التدرج في التدفق المضطرب الدوامي. وأخيراً، لا يمكن القضاء على خطأ التسريع نظراً لمبدأ PIV الذي يستخدم حركة الجسيمات اللاغرانجية إلى تقريب سرعة تدفق جسيمات أوليرية الآنية. ينبغي إجراء تحليل تفصيلي لحساب السمات المحددة لهذه التجربة، بما في ذلك نظام الدراسة والمعدات المستعملة وخوارزميات معالجة البيانات، بغية التقييم، وربما للتقليل من خطأ القياس.

انطلاقاً من نواة العمل من قبلماينارت [216] الذي أظهر مقدرة هذه الطريقة على رسم خرائط توزع الجسيمات في تجربة جعل تدفق مياه Rayleigh–Bernard مرئياً، وقد طورت مجموعة بديلة متنوعة من طرق PIV، على وجه الخصوص، إضاءة صفيحة ضوء ليزرية في تدفقات الجسيمات الحبيبية. صور الفيديو المتعاقبة المسجلة عموديا على الصفيحة الضوئية والموازية للتيار الرئيسي، حولت إلى إشارات رقمية وعولجت لرسم سرعة التدفق رسما بيانياً في مستويات ثنائية البعد.

يتم تحديد انتقالات الجسيمات المنفردة في صورتين متتابعتين بشكل نصف آلي، في مقياس السرعة بتعقب الجسيمات (PTV) velocimetry، مما يؤدي إلى رسومات تخطيطية للتدفق مؤلفة من متجهات سرعة ذات توزع غير متجانس. إن تطبيق متوسط

خلية- شبكة يعطينا مخططات مجال التدفق ذات توزع متجه منتظم . في ترابط الصورة الفرعية sub image correlation للـ PIV (SCPIV)، يؤدي الترشيح الالتفافي (الترابطي) المتكرر للمساحات الفرعية الصغيرة لصورتين متلاحقتين إلى التحديد الآلي لقمم الترابط المتصالب، مما يؤدي إلى مخططات مجال جريان ذات متجهات سرعة متباعدة بانتظام. القيم المفقودة في كل من *PTV*) و(*SCPIV*)، سببها عدم اكتمال معلومات انزياح الجسيمات في بعض المناطق من الصور أو سبب رفض بعض المتجهات الخاطئة من قبل إجرائية التحقق من صحة المتجهات، ويتم استيفاؤها، على سبيل المثال، بطريقة الاستيفاء المنعِّم (*spline interpolation*) ثنائي الأبعاد 2D . تستخدم محصلة متجهات مجالات التدفق لدراسة التوزع المكاني للسرعة والتسارع والاضطراب المكاني والالتواء والقص. ويمكن أيضا استخدام مجالات التدفق هذه لاختبار التدفق في البعد الثالث بدراسة التفرق، والكشف عن وجود مواضع الدوامات. توفر هذه النتائج عرضاً مفصلا لنتائج الوصف الكمي لتشكل التدفق، ويمكن أن تستخدم لتقييم تبدد الطاقة. تعدد طابع الاستخدام للطريقة يجعلها قابلة لأن تطبق على مجموعة واسعة من قياسات السوائل.

رفع التمايز الزماني للقياسات هو أحد الاتجاهات الحديثة لمقياس سرعة جسيمات التتبع (PIV). وهو مهم خاصة في التطبيقات الحركية الهوائية وفي الفضاء، بما في ذلك التدفقات القريبة من سرعة الصوت [217].

تم إحراز تقدم كبير خلال السنوات العشرين الماضية في هذا المجال. ورغم أن العديد من المشاكل والتي يمكن حلها ما زالت في التدفقات الاضطرابية العنيفة، ممكن أن تحدد بدقة تامة سمات التدفق العادية بالجمع بين استخدام رموز جهاز الكمبيوتر وتجارب نفق الرياح.

لتحسين كفاءة الطائرات والمحركات، تبحث الشركات المصنعة لجوانب التدفق ثلاثي الأبعاد، غير المستقر، في بعض الفروع المعينة أو في رحلة معينة أو تكوينات العمل. أصبحت تدفقات اللزوجة المعقدة و التدفقات المنفصلة، والهياكل المترابطة في الاضطرابات، والظواهر العابرة ذات أهمية قصوى لمثل هذه الحالات. لا تزال محاكاة الكمبيوتر في هذه الميادين محدودة، ويجب أن يكتسب من التجارب فهم الكثير. كذلك التوصل إلى رفع التمايز الزماني للـPIV الرقمي أحد الأمور الأكثر فعالية. في حالة تدفقات قريبة من سرعة الصوت فإن تنفيذ PIV رقمي لطائفة من سرعات تدفق الجريان الحر من ٠,١ إلى ٠,٨ رقم ماخ في نفق الرياح عادة بخطأ قياس حوالي ١٪. في مثل هذه القياسات، يمكن استخدام كخيار ليزر Nd:YAG مزدوج النبضات مضاعف التردد ذي ١٠٠ميلي جول لكل نبضة وبمعدل تكرار نبضات قدره ٢٥ هرتزا لتشكيل رقاقة ضوئية. يمكن أن يختلف الفاصل الزمني بين النبضات من ١ ميلي ثانية إلى ٢٠ نانو ثانية لطول موجة خرج أخضر من ٥١٢ نانو متر أيضا مما يجعله أكثر كفاءة ضوئياً في تشتت الضوء من جسيمات حبيبات الستايرين. كما ينبغي أن يتزامن إطلاق إشارة الليزر مع نبض التشكيل الهيكلي العمودي للكاميرا CCD. بهذه الطريقة، يمكن تتبع كل من الكاميرا والرقاقة الضوئية إلى محطات قياس مختلفة في مجال التدفق. وهناك اتجاه آخر في PIV لرفع التمايز المكاني للقياسات. يجري وضع متغيرات مختلفة لتقنيات الـ PIV الجزئي لهذا الغرض. أحد نهج القياس المباشر لسرعة الجسيمات وتركيزها مع تمايز مكاني من أجزاء الميكرومتر في تدفق تعليق قصي هوجمع طريقة PIV مع إضاءة موجة متخامدة، كما هو موضح في [218]. تم قص جزء حجمي ٠,١ ٪ لمعلق مائي لجسيمات من البوليستيرين والسليكا الفلورية يبلغ قطرها ٣٠٠ – ٥٠٠ نانو متر بين زجاج ثابت موازي و أقراص من السليكون محكمة الدوران، الشكل الهندسي للتدفق الذي يشكل

عملية تلميع المادة الكيميائية الميكانيكية (CMP) والتي تستخدم في رقائق السليكون الضوئية. استخدمت هذه الطريقة فقط لتجسيم جسيمات ضمن ٣٠٠ نانو متر لسطح زجاجي أو فقط للجزيئات التي تتفاعل مع هذا السطح. واستخدم PIV لتحديد مكونات السرعة في المستوى في المنطقة القريبة من الجدار. وإن كان محدودا في المنطقة القريبة من الجدار، فإن PIV باستخدام موجة متخامدة الإضاءة له ميزتان عن غيره من تقنيات PIV الميكروية (المجهرية): التمايز المكاني الدقيق (٥٠-٣٠٠ نانو متر مقابل بضعة ميكرومترات) و ليس هناك ضوء إضافي حيث إنه تتم إضاءة المنطقة ذات الاهتمام فقط.

في تطبيق طريقة أخرى للـ PIV الميكروي، تم استخدام مقياس السرعة التصويري للجزيئات الميكروية الفلورية القريبة من الجدار بدقة عالية، في المُشَمِّرَة (العَضَلَةُ المُعَلِّقَةُ للخُصْيَة) لعضلات الأوردة في الجسم الحي لفأر لقياس الأشكال الجانبية للسرعة في طبقة البلازما المخففة للخلايا الحمراء بالقرب من بطانة الطبقة الداخلية [219]. واستخدمت بيانات PIV الميكروي لسرعات التحول اللحظية والمواقع الشعاعية للتلألؤ والمسماة بالكرات الميكروية (٠,٤٧ ميكرومتر) في مقطع ضوئي خلال المستوي السَهْمِيّ المنصِف لكل وعاء دموي لتحديد سرعات تحول الجسيم. كشف انحدار توزع السرعة الخطية الذي يعتمد على سرعات جسيمات السائل بالقرب من الجدار استمرار التقاطع السلبي عند استقراء جدار لوعاء. قُدِّرت السماكة الفعالة الوسطى لطبقة سطحية بطانية كتيمة بحوالي ٠,٣٣ ميكرومتر تقريباً على أساس تحاليل ثُلاثية الأبعاد 3D مفصلة لديناميكيات السوائل الموضعية. يحتاج امتداد إعاقة تدفق البلازما خلال الطبقة لأن يكون متسقاً مع نتائج بيانات PIV الميكروي في تخفيف شبه كامل لإجهاد قص السائل على سطح خلية البطانة. تؤكد هذه النتائج وجود طبقة

سطحية بطانية فعالة هيدروديناميكية ، وتشدِّد على الحاجة إلى تعديل المفاهيم القائمة على التصاق الكريات البيضاء ، والتأكيد على انتقال الإجهاد إلى آليات البطانة الوعائية ونفاذية الأوعية الدموية وميكانيكية طرق تبادل المادة الوراثية في الجراثيم.

تعتبر خصائص تدفق الدم الديناميكية الدموية هامة في تشخيص أمراض الدورة الدموية ، حيث ترتبط هذه الأمراض بإجهاد قص جداري لأوعية الأوعِيّة القَلْبية ، وهذا يعني ضرورة وجود الدراسات التجريبية المختلفة مع أنظمة نموذجية. كثيرا ما تستخدم أجنة (مُضْغَة) الدجاج كمثال عن هذه الأنظمة. في [220] ، استخدمت تقنية الـ PIV الميكروي لتقييم تدفق الدم في الأوعية الدموية الوريدية والشريانية خارج جنين لأجنة الدجاج ، وذلك باستخدام خلايا الدم الحمراء (RBCs) كدليل ؛ وتم الحصول على صور تدفق خلايا الدم الحمراء (RBCs) باستخدام كاميرا CMOS عالية السرعة. أظهر متوسط مجال السرعة خصائص تدفق من غير زَيْغ نيوتُونيّ. كما تم إدماج تدفق الدم في وعاءين دمويين وريديين مع جهة التدفق على شكل Y دون فصل لأي تدفق أو تدفق ثانوي. كان الاضطراب الدوامي مرتفعا في المناطق الداخلية ، و نصف قطر الانحناء كان يتغير إلى حد كبير. لوحظ اختلاف مؤقت في الأوعية الدموية الشريانية لإشارات السرعة المحلولة ناتجاً عن خفقان القلب. وتم الحصول على تردد النبض بتحليل تحويل فورييه السريع باستخدام بيانات قياس السرعة. وأظهرت تقنية القياس فائدة في تحليل الخصائص الديناميكية الدموية لتدفق الدم في جسم أجنة الدجاج الحية.

يمكن أن تطبق تقنية PIV بدقة عالية في الجسم الحي بتصوير الشريينات في أغشية تعليق أمعاء الجرذان باستخدام المجهر في الجسم الحي (مجهر يستخدم تقنية PIV لمراقبة النظم البيولوجية الحية بدقة عالية) ونظام فيديو رقمي عالي السرعة [221،222]. التقنية قادرة على مراعاة حركات الطبقات المزدوجة من الصفاق (التي تربط بين مختلف

عناصر تجويف البطن)، وبالتالي تم تمكين الباحثين من الحصول على توزعات السرعة بتمايزات مكانية ٠,٨×٠,٨ (ميكرومتر٢) حتى بالقرب من الجدار في المستوى المركزي للشرايين، وبفترات زمنية ١ ميلي ثانية. تبدو الأشكال الجانبية لسرعة الشُرَين حادة في منطقة مركز المقطع العرضي للوعاء الدموي وحادة في المنطقة القريبة من الجدار. وفي بعض الحالات، أظهرت الأشكال الجانبية للسرعة في الشرايين الأحادية والمستقيمة، وكذلك في المتشعبة ندبة في المنطقة المركزية. كانت ميزات التدفق نموذجية في تدفقات السوائل التي لايحدث فيها زَيْغٌ نيوتُونيّ. أحد التطبيقات الحديثة لنظم PIV الرقمية هو فحص بنية التدفق في أجهزة النشاط الحيوي مع أشكال هندسية معقدة، وعلى وجه الخصوص، في صمامات القلب الميكانيكية mechanical heart valves (MHVs).

يتم زرع مئات الآلاف من MHVs كل عام في الولايات المتحدة والدول الأوروبية. ويمكن أن يسبب التدفق من خلال هذا النوع من المفصلات MHV تشكل انْصِمام خُثارِيّ. كما تم فحص هندسات فتحات مختلفة لمنطقة المفصلات MHV وإمكانية هذه الأشكال الهندسية في المساهمة في تنشيط الصفيحات و توليد ثرومبين thrombin بكفاءة وذلك بمساعدة DPIV في [223]. وبينت نتائج التجارب التي أجريت أن تغيرات صغيرة في الشكل الهندسي، على الرغم من أنها لا تؤثر على التدفق الكلي، يمكن أن تغير الميل إلى التخثر عند تدفق الدم خلال الفتحات. وكلما كانت الأشكال الهندسية مفاجئة سمحت أكثر بحدوث ركود ونتيجة لذلك توليد ثرومبين أكثر. وأظهرDPIV اختلافات في النفّاثات باعتبار دفع السائل الراكد. تساعد هذه النتائج في التحديد الدقيق للمحددات الهامة التي تؤدي إلى ركود التدفق وتشكيل خثرة لاحقة.

في دراسة تجريبية أخرى [224]، تمت دراسة تطور حقل التدفق في مجال زمني مفصل لـ MHV ثنائي الوريقات التجاري في حلقة صورية محاكية لظروف غير مستقرة.

اختبار حقل التدفق يوافق المنطقة المحاذية والتالية مباشرة لمستوى الصمام باتجاه الجريان. يسمح دمج ليزر Nd:YLF بتركيبة تجويف مزدوج مع كاميرا CMOS ذات تردد أطر عال على اكتساب تمايز بتواقت مرتفع (يصل إلى ١٠ آلاف إطار بالثانية تبعاً للتمايز) لمصرف التدفق لـ MHV . تشمل الميزات التي لوحظت وجود لاتَجانُسيَّة وعدم استقرار للظاهرة بالإضافة لوجود دوامات واسعة النطاق ضمن المجال، خاصة في درب وريقات الصمام. علاوة على ذلك، يسمح تحليل حل الدورة المؤقتة على إظهار مسلكيات مختلفة بواسطة ديودالوريقات عند الإغلاق ليتم التقاط صورها عند مختلف دورات القلب المكتسبة. بالالتقاط الدقيق لصور الدِينَاميكيّة الدَمَوِيّة المؤقتة (المجدولة زمنيا) للحركة، يمكن واقعيا أن نتوقع توصيف PIV مميزا زمنياً لمساعدة المصممين في تحسين أداءMHV وفي تحقق شامل مزود ببيانات تجريبية عن نماذج رقمية ديناميكية للتدفق.

لتعزيز قياسات غير جراحية noninvasive measurements للأشكال الجانبية للسرعة ولمتجهات السرعة المتعددة ولإجهاد القص، من الممكن الجمع بين PIV مع التصوير بالتباين بالموجات فوق الصوتية [225]. تأخذ طريقة الجمع هذه (صدى–PIV) أو (echo-PIV) ميزات خصائص التشتت الارتدادي القوي لفقاعات صغيرة مكروية مشبعة بالغاز (التباين) المزروعة داخل التدفق. ولقد بينت إجراء قياسات الاختبار في المعمل أن الأشكال الجانبية للسرعة المقاسة بـ صدى–PIV تتطابق تماما مع الأشكال الجانبية للسرعة المقاسة بطريقة PIV الضوئية في التدفقات المستقرة وفي التدفقات النبضية. يتبع صدى–PIV الشكل الجانبي العام لإجهاد القص النبضي عبر الشريان، لكنه يقلل من القص الجداري عند نقطة زمنية معينة. غير أن الخطأ في القص بطريقة صدى– PIV أقل مقداراً منه من الطرق الحالية لقياس القص.

ترتبط الاتجاهات الحديثة في مجال تطبيقات تقنية PIV-الميكروي، على وجه الخصوص، لدراسة دوران الدم، بالتقدم في تقنية التصنيع الدقيق [226]. ومن المتوقع أن تقدم أجهزة الموائع الدقيقة أدوات قوية ليس فقط لفهم السلوك الفيزيائي الحيوي لتدفق الدم في الأوعية الدموية الميكروية، ولكن أيضا لتشخيص المرض. من أجل التطبيقات الطبية الحيوية يجب أن تتوافق أجهزة الموائع الدقيقة هذه مع الحالة الفنية لتقنيات قياس التدفق مثل PIV متحد البؤرة. يجب أن يكون نظام متحد البؤرة قادرا ليس فقط على تحديد نماذج التدفقات داخل القنوات الميكروية مع دقة مكانية و زمانية عاليتين، بل أيضا على تقديم قياسات السرعة للعديد من الصور المقطعة ضوئيا على طول عمق القناة الميكروية. على سبيل المثال، عند دمج قناة ميكروية من Polydimethylsiloxane (PDMS) مربعة أو مستطيلة، يسمح نظام PIV - الميكروي متحد البؤرة بتصوير جسيمات التتبع المزروعة في التدفق والحصول على الأشكال الجانبية للسرعة عن طريق القياسات المتعاقبة في مواقع مختلفة من العمق للحصول على معلومات ثلاثية الأبعاد عن سلوك تدفق السائل [227، 228]. كما في الأمثلة الأخرى، تم الحصول على الأشكال الجانبية للسرعة مع مثل هذا النظام لمعلقات خلية الدم الحمراء غير الحادة بشكل ملحوظ في المنطقة الوسطى؛ إلا أنه شكل الملامح الدقيقة تتوقف على الهيماتوكريت.

ورد في [229]، كيفية أداء نظام PIV الميكروي متحد البؤرة عالي السرعة في تطبيقه لقياس التدفق الداخلي لقطرة تعبر خلال قناة مكروية. يُمَكِّن النظام الباحثين من الحصول على سلسلة متعاقبة من الصور الطبقية لجسيمات بتباين عال وحاد بمعدل ٢٠٠٠ إطار في الثانية ويمكّن من قياس توزعات سرعة التدفقات الميكروية بعمق بؤري ١,٨٨ ميكرومتر. ولقد قيست توزعات ثلاثية الأبعاد لمكونات السرعة الثلاثة لنقطة

تجري بعرض ١٠٠ ميكرومترا × وبعمق ٥٨ ميكرومتر. وتم الحصول على توزع السرعة الحجمية داخل القطرة وكذلك فحص البنية التشكيلية للتدفق الثلاثي الأبعاد 3D. تشير نتائج القياس التي تمت للشكل الجانبي الثلاثي داخل القطرة بوجه خاص، أنه يتم تشكل تدفق دوراني معقد ثلاثي الأبعاد 3D داخل القطرة.

اتجاه حديث آخر على دمج عدة تقنيات تعتمد على الليزر، على وجه الخصوص، PIV – الميكروي والملاقيط الضوئية (OT)، مما يسمح بمعالجة وتوصيف البيئة الميكانيكية داخل وحول الجسيمات بالمقاييس الميكروية في بيئة المائع. يفسح الجهاز الناتج المجال، (PIVOT – الميكروي)، لعالمٍ جديدٍ من الدراسات بالمقاييس الميكروية، مع الاستمرار في الحفاظ على القدرات الفردية لكل تقنية بصرية. وقد ظهر ذلك في [230]، مع القياسات المنفردة من تصلّب مصيدة ضوئية (~٧٠ بيكو نيوتن لكل ميكرومتر من أجل كرة ٢٠-ميكرومتر من البوليستيرين وعلاقة خطية بين قدرة الليزر و تصلّب المصيدة) وسرعات سائل ضمن جدار القناة الميكروية ٤٣٦ نانومتر. تم التحقق من صحة الجهاز المتكامل بمقارنة التنبؤات الحسابية للتدفق مع الشكل الجانبي للسرعة المقاسة حول جسيم مصطاد إما من أجل تدفق منتظم أو تدفق مفروض أو تدفق في القناة الميكروية تحركه الجاذبية (R^2= ٠,٩٨٨ RMS للخطأ =١٣,٠٤ ميكرومتر في الثانية) . أظهرت كل من التقنيتين أنه يهمل التفاعل بين جسيمات مصطادة قطرها ١٥-٣٥ ميكرومترا معرضة لسرعات سائل من ٥٠ إلى ٥٠٠ ميكرومتر في الثانية حتى في أعلى قدرة لليزر (١,٤٥ W). سوف توفر التقنيات المتكاملة منظورا فريداً نحو فهم الظاهرة الميكروية بما فيها الميكانيكا البيولوجية وحيدة الخلية و ميكانيكيات الموائع غير النيوتونية وعلم القوى المائية (هدرودينامية) وحيدة الجسيم أو جسيم – جسيم.

أسفر اندماج فعال لتقنيات الليزر المختلفة لتسجيل سرعات تدفق 3D (ثلاثي الأبعاد) على تطوير مقياس سرعة صورة الجسيم الهولوغرافي (HPIV) [231–233]. خطوة التقدم الأهم التي قدمتها هذه الطريقة هي القضاء على معظم قيود عمق التركيز للـ PIV التقليدي بتسجيل صورة هولوغرافية (ثلاثية الأبعاد) لجسيمات التتبع. وهكذا، حتى أنه يمكن تسجيل تدفقات غير ثابتة في سجل واحد. وقد مكنت التطورات التكنولوجية الأخيرة لليزرات النبضية عالية القدرة واكتساب الصور الإلكترونية، بالإضافة لزيادة أداء معالجة الصور الرقمية إمكانيات التقدم الكبير نحو النظم العملية. يمكن تقسيم نهج مقياس السرعة بالتصوير الهولوغرافي الحديث إلى مجموعتين وفقا لنوع تسجيل الصورة الثلاثية الأبعاد: إما باستخدام مادة ناقلة فيزيائية أو حساس صور إلكتروني. ما يزال يستخدم إلى حد ما على الطراز القديم مستحلب هاليد الفضية للأفلام الفوتوغرافية خاصة عندما تحتاج إلى قدرة تمييز مرتفعة. لا يزال يوفّر التسجيل حتى لتشتت ضوء منخفض القدرة لجسيمات التتبع الصغيرة مع تمايز لا نظير له يصل إلى ٥٠٠٠ زوج من الخطوط /ملم وبحساسيات معقولة؛ ومع ذلك يتطلب معالجة كيميائية شاقة.

بُيّن في [234] أن الكمية الضخمة من البيانات التي يمكن تخزينها تحتاج إلى أفلام فوتوغرافية وإلى بذل جهد هائل لتحليل الصور الثلاثية الأبعاد التي أعيد تشكيلها. يتحقق التحليل الفعال لمئات الصور الثلاثية الأبعاد بإدماج مرشح حزمة ضوئي مع نظام مسح ضوئي آلي لإزالة ضجيج البقع وكشف جسيمات التتبع الصغيرة حتى بالقرب من جسيمات أكبر بكثير. تم اقتصاد تدفق البيانات بطريقة ضغط جديدة وفعالة جداً.

بينما ينخفض ضجيج البقع كثيرا عند الاستخدام الواسع لطريقة التسجيل خارج المحور off-axis، إلا أنه لا يزال لها تأثير كبير عندما يكون هناك مناطق منظمة بشكل كبير وكثيف تحت الفحص.

التصوير الثلاثي الأبعاد بالضوء- الطائر Light-in-flight holography (LiFH) هو وسيلة لإزالة الضجيج بتخفيض الترابط. تمت مناقشة تطبيق هذا النهج على تدفق نفق رياح كبير في [235]. عندما يتم تسَجيل كامل مجال منطقة العمق، ينقص العمق الفعال أثناء عملية أخذ البيانات وتخزينها read-out process إلى حد بعيد من صور الجسيم خارج التركيز الزائدة. يتم تحليل مجال الجسيم للصورة الحقيقية المرمزة رقمياً عن طريق الترابط الثلاثي الأبعاد المباشر للقيم الرمادية من مسحات العمق.

تسمح إعادة التشكيل من الصورة الثلاثية الأبعاد ذات التعرض المزدوج بترابطٍ مباشر للسعة العقدية لمجالات الجسيم موضعياً بطريقة (OCR) بإعادة التشكيل المُتَقارِن للجسم [236]. تكون طريقة القياس هذه مناسبة جداً داخل أسطوانات زجاجية سميكة (على سبيل المثال، البحث داخل محرك) لأنها تزيل الحاجة إلى تصحيح التشوهات باستخدام العناصر الضوئية ثلاثية الأبعاد. بدلاً من ذلك، فإنه يستخدم تحليل تتبع شعاع لرسم خرائط التصحيح. أدخلت مؤخرا إلى قياسات HPIV نسخة معدلة وراثيا من البروتين Bacteriorhodopsin (BR) للتقليل من وقت التأخير ومن الجهود المبذولة في معالجة أفلام التصوير القياسية. كما وضّح في [237]، يسمح استخدام BR بتمايز ممتاز وحساسية بصرية كافية كما يسمح لمجموعة متنوعة من التكوينات، على وجه الخصوص، الاستفادة من مقدرته على تغيير حالة الاستقطاب في عملية إعادة التشكيل.

حاليا، يُعتبر BR مرشحا واعدا ليحل محل الأفلام الفوتوغرافية وهاليدات الفضة، وأيضا وسطا لتسجيل الهولوغرام ليتم مسحه ضوئياً ومعالجته رقمياً. لتعزيز معالجة البيانات، صممت أنظمة كمبيوترية للغرض الخاص من أجل HPIV الرقمي، كما هو موضح، على سبيل المثال، في [238]. استخدمت رقائق خاصة يمكن لها إعادة بناء ١٠٠صورة من شبكة صور ثلاثية الأبعاد ٢٥٦×٢٥٦×٢٥٦ في ٢٦٦ ميلي ثانية لحساب كثافة جسم من صورة ثلاثية الأبعاد ، مثل هذه النظم الحاسوبية تُحسن من كفاءة التحليل في HPIV الرقمية تحسيناً هائلاً.

وتم مؤخرا الإعلان عن تطبيق بيولوجي محدد بطريقة PIV – الميكروي في [239]. قاس المؤلفون بواسطة برنامج PIV خاص مجالات السرعة التابعة للزمن للجريان البروتوبلازمي على كامل منطقة خلية غير متمايزة (المتصورة) من فطريات عفن الطين. وكشف الجمع بين هذه البيانات مع قياسات الحركات المتواقتة للمتصورة عن آلية فيزيائية بسيطة للتَحَرُّك. التدفق المكوكي للبروتوبلازما لم يكن حقا متماثلا بسبب الحركات الشبه التمعجية (الحركة الدودية) للمتصورة. عدم التكافؤ هذا يعني أن قدرة نقل الدفق غير متساوية في كلا الاتجاهين، الأمر الذي أدى إلى انزياح أمامي صافٍ لمركز الثقل. قد تكون هذه الآلية عامة لكافة الخلايا مع نوع متموريات الحركة.

في تطبيقات التشخيص السريري، يكون التصوير البسيط والسريع والعالي الجودة للشعريات الأحادية وللشبكات الشعرية هاما جداً. من مواقع معينة على الجسم البشري حيث يكون فيها مثل هذا التصوير سهل الإنجاز نسبيا والتي هي انثناءات أظافر الأصابع وعظام أصابع القدم.

أظهر الفَحْصُ المِجْهَرِيُّ الشعري لانثناءات الأظافر نسبة تكلفة /فعالية مثيرة للإعجاب: حيث إنها بسيطة، غير تغلغلية وغير مكلفة. تتضمن تسجيلات الفيديو

للتدفق RBCs عبر الشبكات الشعرية قدرا كبيرا من المعلومات المتصلة بنقل الأكسجين خلال دَوَران الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة. استُخدِمَت تحاليل صور لتسجيلات الفيديو هذه على نطاق واسع لتحديد ديناميكا الـ RBC (السرعة والكثافة المستقيمة ومعدل التجهيز) والأَكْسَجَة. ومع ذلك ليست كل الشعريات في مجال الرؤيا المعطى مناسبة لتحاليل الصور. عادة، ما تكون المقاطع الشَعرية والتي هي مستقيمة نسبيا وفي التركيز الحاد والمُظهِرة للتدفق الفردي RBCs والمفصولة تماما بثغرات البلازما مرشحات جيدة للتحليل. طورت أدوات مختلفة لمعالجة الصور وما يزال يجري تطويرها للمساعدة في اختيار هذه الشعريات للتحاليل، وللحصول على نظرات سريعة للتدفق RBC خلال دَوَران الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة (انظر، على سبيل المثال، [240–244]).

من الممكن على وجه الخصوص، تسليط الضوء على جميع الشعريات التي تحتوي على RBCs في مجال رؤية معين والتعرف على الشعريات التي تظهر كثافة خطية عالية أو تدفقا متوقفا: أو التعرف على الأجزاء الشعرية التي هي في التركيز الجيد والمشبعة بـ RBCs والبلازما وتعبر عن تردد عبور الـ RBCs المفصول بثغرات البلازما. لذا، تكون تقنيات مرئيات التدفق أدوات قيّمة للمساعدة في دراسة تركيز الصورة وهندسة الشبكة ومسار تدفق RBC والديناميكا والتي يمكن أن تستخدم في تحديد الشعريات لتحاليل تفصيلية لاحقة لتزويد معلومات كمية عن تدفق RBC بالإضافة للمعلومات الديناميكية، يمكن أن يحلل كمياً ضرر الوعاء الميكروي الطرفي، الذي هو نموذج للعديد من الأمراض، ومنها على وجه الخصوص ما يتسم بزيادة التعديلات الهيكلية للشعريات (شعريات العملاقة والنزف الميكروي) مع الانخفاض التدريجي لكثافتهم.

لتوسيع نطاق السرعات قابلة للقياس إلى حوالي ٢٠ ميليمترا في الثانية ، يمكن أن يستخدم قفل إلكتروني لكاميرا CCD مقوية لإنتاج صور متعددة لـ RBC فردي بنفس إطار الفيديو [245]. وتحسب السرعة كحاصل ضرب المسافة بين النقطة المركزية لموقعي صورة متتابعتين للـ RBC وتردد مُشَدَّد لإغلاق الكاميرا. تم تنفيذ هذا النهج من التجارب في الأوعية الدموية الميكروية للعضلة المبعدة للقَداد (الهمستر) بأقطار تتراوح بين ٨ إلى ٥٠ ميكرومترا ، و وجد أن الأشكال الجانبية للسرعة المتوسطة أبسط مما كان يتوقع من أجل تدفق بوازوي Poiseuille. أظهر تتبع مفرد RBCs على طول شريان غير تشعبي وجود تغيرات زمانية كبيرة في السرعة.

يمكن إجراء تصوير RBCs فردي مع تمايز مكاني ميكرومتري وقياس RBC لسرعات تدفق بتمايز زماني برتبة ميلي ثانية باستخدام مجهر ثنائي الفوتون [246]. على سبيل المثال، باستخدام التقنية هذه للتصوير في الجسم الحي RBCs الفردي في الشعريات الكُبَيبيّة في البصلة الشَّمية الظهرية للفئران، وجد المؤلفون أن تَنْبيه الرائحة يثير ردود فعل الأوعية الدموية الشعرية والتي تختص بالأوعية الدموية الصغيرة وبالرائحة. تتكون ردود الفعل هذه من زيادات، وكذلك من انخفاضات في تدفق RBC ، النتيجتان مستقلتان عن التغييرات في سرعة RBC أو الكثافة الخطية. تم إثبات أن الطبقات السطحية للأوعية الدموية الشعرية للبَصَلَة الشَّمِّيَّة تستجيب بدقة لمناطق التنشيط المَشْبَكِيّة.

لتوضيح وظيفة نظام دَوَران الأَوعِيَةِ الدَّقيقَة، من المهم جداً معرفة توزع سرعات تدفق الدم داخل الأوعية الدموية الميكروية. والتي يمكن القيام بها تلقائياً بواسطة ترابط الصورة [247]. تكافئ "النافذة" في طريقة ترابط الصورة أجهزة الاستشعار في طرق القياس الأخرى المختلفة. من الممكن قياس سرعات تدفق الدم في الجسمَ الحي بدرجة عالية من الدقة بتخفيض حجم النافذة الدائرية إلى حجم الكُرَيَّةْ

الحَمْراء. وعلى وجه الخصوص، فإنه من الممكن تسجيل الصور مع نظام كاميرا فيديو فائقة السرعة بدقة زمنية عالية، على سبيل المثال، في حالة فَرْطِ ضَغْطِ الدَّم لتحديد المواقع داخل الوعاء الدموي التي تتدفق فيها الكُرَيَّةٌ الحَمْراء بسرعة أكبر و يتعرض جدار الوعاء فيها موضعياً إلى إجهاد قص أعلى، والذي يمكن أن يسبب مزيداً من تطور المرض (علم الأمراض). ويدرس مثال آخر لتنظيم تدفق الدم الظاهر، أي التنظيم ذاتي التنسيق للـ RBCs في تدفقها على طول الأوعية الدموية الميكروية والتي تعرِّف فعلا خصائص جريان الدم في تجاويفها [248]. هذه الدراسات على غاية من الأهمية لأن العديد من اضطرابات التدفق الدموي الموضعية في الأوعية الدموية الميكروية مرتبطة بتكثيف التجميع والتراكم الموضعي اللاحق في تجويف الوعاء الميكروي، مما يستتبع اضطرابات لتنظيم تدفق الدم. لا تشارك خلايا الدم البيضاء والصفائح الدموية مباشرة بتنظيم تدفق الدم العادي في الأوعية الدموية الميكروية، ولكن يمكن أن تؤثر إلى حد كبير على تنظيم تدفق الدم العادي وسرعة التدفق تحت ظروف مرضية مختلفة.

(٦,٧) خلاصة ونتائج

Conclusions

هناك طلب كبير على تقنيات قياس السرعة، ويتزايد عدد الطلبات بصورة هائلة. يوجد للمراقبة و للتحكم غير المعيقة بسرعة التدفق العديد من التطبيقات في البيئات الفسيولوجية والصناعية والطبيعية. كما أن البحوث الأساسية بحاجة أيضا لمقاييس سرعة موثوقة لمختلف التطبيقات في الفيزياء والميكانيكا، و الكيمياء، وعلم الأحياء، والطب الأساسي. قياسات التشخيص السريري بحاجة إلى حساسات سرعة جديدة أسرع و بوثوقيةَ أعلى.

يلعب مقياس السرعة الليزري دوراً هاما، إذ إنه يوفر العديد من المزايا مقارنة بالأساليب التقليدية لقياس السرعة: مِقْياس شِدَّةِ الرِّيح الحراري، مِقْياس شِدَّةِ الرِّيح البوصلي، مِقْياس شِدَّةِ الرِّيح فوق الصوتي، الخ. توفر قياسات سريعة بدقة عالية ومن دون- اتصال والتي يمكن أن تجرى في بيئات قاسية. ولقد قمنا في هذا الفصل ،بتغطية فقط لعدة نهج قائمة في مقياس السرعة الحديثة. كما أبرزنا أنظمة ليزرية تعتمد على تأثير دوبلر، مثل الليدار، والمجاهر، وجهاز التَّصْويرِ المَقْطعِيّ بالترابط المنخفض، و أنماط التصوير، ووضَّحنا أداءها وإمكانياتها وطاقاتها بواسطة الأمثلة التي اعتبرناها أكثر إمتاعاً. لم يسمح لنا ضيق المكان لمناقشة تقنيات مقياس السرعة المعتمدة على البقع الليزرية والوميضية والتي وجدت لها العديد من التطبيقات الهامة. مثل هذه الظاهرة وظواهر أخرى مثيرة للاهتمام مثل الخلط الذاتي والتي تعتمد عليها العديد من حساسات السرعة تركت أيضا خارج نطاق هذا الفصل. يمكن تفسير ذلك فقط بالمجال المحدود للاهتمامات الشخصية للكاتب. ومع ذلك، يكون الاستنتاج الرئيسي أنه ستظهر مجموعة متنوعة من التطورات و التطبيقات الجديدة في مقياس السرعة الليزري بسبب البحوث الجديدة العديدة المثيرة للاهتمام، في هذا المجال.

المراجع

References

[1] J. Workman, A. Springsteen (eds.), *Applied Spectroscopy A Compact Reference for Practioners* (Academic Press, San Diego, 1998)

[2] J. Kauppinen, J. Partanen, *Fourier Transform Spectroscopy* (Wiley-VCH, Berlin, 2001)

[3] D.M. Scott, A two-colour near-infrared sensor for sorting recycled plastic waste. Meas. Sci. Technol. 6, 156–159 (1995)

[4] V. Lucarini, J.J. Saarinen, K.-E. Peiponen, E.M. Vartiainen, *Kramers-Kronig Relations in Optical Materials Research* (Springer, Berlin, 2005)

[5] A.L. Waterhouse, J.A. Kennedy, *Red Wine Color* (American Chemical Society, Washington, DC, 2004)

[6] Noiseux, W. Long, A. Cournoyer, Simple fiber-optic-based sensor for process monitoring: An application in wine quality control monitoring. Appl. Spectrosc. 58, 1010–1019 (2004)

[7] C.F. Bohren, D.R. Huffman, Absorption and Scattering of Light by Small Particles (Wiley, New York, 1983)

[8] L.M.C. Oliveira, M.A.C.P. Clemente, Port wine spectronephelometry. Opt. Laser Technol. 35, 491–496 (2003)

[9] J. R¨aty, K.-E. Peiponen, T. Asakura, *UV–Visible Reflection Spectroscopy of Liquids* (Springer, Berlin, 2004)

[10] K.-E. Peiponen, E.M. Vartiainen, T. Asakura, *Dispersion, Complex Analysis and Optical Spectroscopy* (Springer, Berlin, 1999)

[11] K.-E. Peiponen, E.M. Vartiainen, Dispersion theory of the reflectivity of *s*-polarized and *p*-polarized light. J. Opt. Soc. Am. B. 23, 114–119 (2006)

[12] M.O.A. M¨akinen, K.-E. Peiponen, J. R¨aty, V. Hyv¨arinen, Reflectance and probe window contamination: study of pulping solutions. Appl. Spectrosc. 55, 852–857 (2001)

[13] H. Soetedjo, J. R¨aty, Reflectometric study of contaminat layer on a probe window. Appl. Spectrosc. 57, 915–919 (2003)
[14] Niskanen, J. R¨aty, K.-E. Peiponen, Complex refractive index of tirbid liquids, Opt. Lett. 32, 862–864 (2007)
[15] Niskanen, J. R¨aty, K.-E. Peiponen, H. Koivula, M. Toivakka, Assessment of the complex refractive index of an optically very dense solid layer: Case study of offset magenta ink. Chem. Phys. Lett. 442, 515–517 (2007)
[16] Niskanen, J. R¨aty, K.-E. Peiponen, Estimation of effective refractive index of birifringent particles using a combination of the immersion liquid method and light scattering. Appl. Spectrosc. 62, 399–401 (2008)
[17] H. R¨ather, Surface Plasmons on Smooth and Rough Surfaces and on Gratings (Springer, Berlin, 1988)
[18] J. Homola, S.S. Yee, G. Gauglitz, Surface plasmon resonance sensors: review. Sens. Actuators B 54, 3–15 (1999)
[19] K. Matsubara, S. Kawata, S. Minami, Optical chemical sensor based on surface plasmon measurement. Appl. Opt. 27, 1160–1163 (1988)
[20] R.J. Green, R.A. Frazier, K.M. Shakesheff, M.C. Davies, C.J. Roberts, S.J.B. Tendler, Surface plasmon resonance analysis of dynamic biological interactions with biomaterials. Biomaterials 21, 1823–1835 (2000)
[21] B.J. Sedlak, Next generation microarray technologies – focus is on higher sensitivity, drug discovery, and lipid cell signaling. Genet. Eng. News 23, 20 (2003)
[22] J. Liu, S. Tian, L. Tiefenauer, P.E. Nielsen, W. Knoll, Simultaneously amplified electrochemical and surface plasmon optical detection of DNA hybridization based on ferrocene-streptavidin conjugates. Anal. Chem. 77, 2756–2761 (2005)
[23] A.J. J¨a¨askel¨ainen, K.-E. Peiponen, J.A. R¨aty, On reflectometric measurement of a refractive index of milk. J. Dairy Sci. 84, 38–43 (2001)
[24] M. Zangeneh, N. Doa, E. Sambriski, R.H. Terrill, Surface plasmon spectral finger-printing of adsorbed magnesium phthalocyanine by angle and wavelength modulation. Appl. Spectrosc. 58, 10–17 (2004)
[25] A.J. Haes, R.P. Van Duyne, Preliminary studies and potential applications of localized surface plasmon resonance spectroscopy in medical diagnostics. Expert Rev. Mol. Diagn. 4, 527–537 (2004)
[26] E.M. Vartiainen, J.J. Saarinen, K.-E. Peiponen,Method for extracting the complex dielectric function of nanospheres in a water matrix from surface Plasmon resonance data. J. Opt. Soc. Am. B 22, 1173–1178 (2005)
[27] P. Kubelka, F. Munk, Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche. Zeitschrift für technische Physik 12, 593–601 (1931)
[28] G. Kort¨um, Reflectance Spectroscopy Principles, Methods, Applications (Springer, Berlin, 1969)
[29] D.A.G. Bruggeman, Berechnung versciedener physikalicher Konstanten von heterogenen Substanzen. Ann. Phys. (Leipzig) 24, 636–679 (1935)

[30] X.C. Zeng, D.J. Bergman, P.M. Hui, D. Stroud, Effective-medium theory for weakly nonlinear composites. Phys. Rev. B 38, 10970–10973 (1988)
[31] K.-E. Peiponen, E. Gornov, Description of Wiener bounds of multi-component composites by barycentric coordinates. Opt. Lett. (in press)
[32] A.J. J¨a¨askel¨ainen, K.-E. Peiponen, J. R¨aty, U. Tapper, O. Richard, E.I. Kauppinen, K. Lumme, Estimation of the refractive index of plastic pigments by Wiener bounds. Opt. Eng. 39, 2959–2963 (2000)
[33] K.-E. Peiponen, E. Gornov, On prediction of optical properties of two- and multiphase nanocomposites for nanomedicine. Int. J. Nanomed. 2, 799–804 (2007)
[34] Y.R. Shen, The Principles of Nonlinear Optics (Wiley, New York, 1984)
[35] R.W. Boyd, *Nonlinear Optics* (Academic Press, New York, 2003)
[36] P. H¨anninen, A. Soini, N. Meltola, J. Soini, J. Soukka, E. Soini, A new microvolume technique for bioaffinity assays using two-photon excitation. Nat. Biotechnol. 18, 548–550 (2000)
[37] J. Bretschneider, Application of the optical testing procedure to quality control of flat glass. Glasstech. Ber. 61, 172–175 (1988)
[38] J. R□s□nen, K.-E. Peiponen, On-line measurement of the thickness and optical quality of float glass with a sensor based on a diffractive element. Appl. Opt. 40, 5034–5039 (2001)
[39] B.R. Brown, A.W. Lohmann, Complex spatial filtering with binary masks. Appl. Opt. 5, 967 (1966)
[40] M. Nieto-Vesperinas, Scattering and Diffraction in Physical Optics (Wiley, New York, 1991)
[41] S.M. Chapman, Pulp Paper Mag. Can. 55, 88 (1954)
[42] G. Blokhuis, P.J. Kalff, Tappi J. 59, 107 (1976)
[43] Oksman, R. Silvennoinen, K.-E. Peiponen, M. Avikainen, H. Komulainen, Reflectance study of paper. Appl. Spectrosc. 58, 481–485 (2004)
[44] M. Aikio, Hyperspectral prism-grating-prism imaging spectrograph. *VTT Publications* 435, PhD Dissertation (2001)
[45] D.J. Whitehouse, A philosophy of linking manufacture to function-an example in optics. Proc. Inst. Mech. Engrs. 207, 31–42 (1993)
[46] J.M. Bennett, L. Matsson, *Introduction to Surface Roughness and Scattering* (Optical Society of America, Washington DC, 1989)
[47] Ogilvy, J.R. Foster, Rough surfaces: gaussian or exponential statistics? J. Phys. D: Appl. Phys. 22, 1243–1251 (1989)
[48] P. Beckmann, A. Spizzcihino, The Scattering of Electromagnetic Waves from Rough Surfaces (Pergamon Press, Oxford, 1963)
[49] P. Cielo, Optical Techniques for Industrial Inspection (Academic Press, San Diego, 1988)
[50] H. Davies, The reflection of electromagnetic waves from rough surface, *Monograph No 90 RADIO SECTION*, 209–214 (1954)

[51] R. Silvennoinen, K.-E. Peiponen, V. Hyvärinen, P. Raatikainen, P. Paronen, Optical surface roughness study of starch acetate compacts. Int. J. Pharm. 182, 213–220 (1999)
[52] V. Hyvärinen, K.-E. Peiponen, R. Silvennoinen, P. Raatikainen, P. Paronen, T. Niskanen, Optical inspection of punches: flat surfaces. Eur. J. Pharm. Biopharm. 49, 87–90 (2000)
[53] G.S. Spagnolo, D. Ambrosini, Diffractive optical element based sensor for roughness measurement. Sens. Actuators A 100, 180–186 (2002)
[54] R. Silvennoinen, K.-E. Peiponen, T. Asakura, Diffractive optical elements in materials inspection, in *International Trends in Optics and Photonics ICO IV*, ed. by T. Asakura (Springer, Berlin, 1999), pp. 281–293
[55] C. Gu, K.-E. Peiponen, R. Silvennoinen, J. Luostarinen, J. Uozumi,T. Asakura, A simple proximity sensor for metal surface quality monitoring. Precis. Eng. 16, 219–222 (1994)
[56] K.-E. Peiponen, E. Alarousu, M. Juuti, R. Silvennoinen, A. Oksman, R. Myllylä, T. Prykäri, Diffractive-optical element-based glossmeter and low coherence interferometer in assessment of local surface quality of paper. Opt. Eng. 45, 436011–436017 (2006)
[57] M. Juuti, T. Prykäri, E. Alarousu, H. Koivula, M. Myllys, A. Lähteelä, M. Toivakka, J. Timonen, R. Myllylä, K.-E. Peiponen, Detection of local specular gloss and surface roughness from black prints. Colloids Surf. A. 299, 101–108 (2007)
[58] V.G.W. Harrison, *Definition and Measurement of Gloss* (W. Hefner and Sons Ltd, Cambridge, 1940)
[59] R.S. Hunter, R.W. Harold, *The Measurement of Appearance* (Wiley, New York, 1987)
[60] J.S. Christie, An instrument for the geometric attibutes of metallic appearance. Appl. Opt. 8, 1777–1785 (1969)
[61] H. Assender, V. Bliznyuk, K. Porfyrakis, How surface topography relates to materials. Properties. Science 297, 973–976 (2002)
[62] T. Glatter, D.W. Bousfield, Print gloss development on a model substrate. Tappi J. 80 125–131 (1997)
[63] J.S. Preston, N.J. Elton, J.C. Husband, J. Dalton, P.J. Heard, G.C. Allen, Investigation into the distribution of ink components on printed coated paper. Part 1: optical and roughness considerations. Colloids Surf. A 205, 183– 198 (2002)
[64] K. Myller, K.-E. Peiponen, R. Silvennoinen, J.-P. Tarvainen, J. Rainio, S. Soinila-Oksanen, Glossmeter for detection of gloss and wear of concave glazed ceramic products. cfi/Ber. DKG 81, E39–E42 (2004)
[65] K. Myller, M. Juuti, K.-E. Peiponen, R. Silvennoinen, E. Heikkinen, Quality inspection of metal surfaces by diffractive optical glossmeter. Precis. Eng. 30, 443–447 (2006)
[66] K.-E. Peiponen, M. Juuti, Statistical parameters for gloss evaluation. Appl. Phys. Lett. 88, 0711041–0711043 (2006)

[67] Oksman, M. Juuti, K.-E. Peiponen, Sensor for the detection of local contrast gloss of products. Opt. Lett. 33, 654–656 (2008)
[68] Oksman, M. Juuti, K.-E. Peiponen, Statistical parameters and analysis of local contrast gloss. Opt. Express 16, 12415–12422 (2008)
[69] Mäkynen, Position-sensitive devices and sensor systems for optical tracking and displacement sensing applications. Acta Univ Oul C 151, DSc Thesis (2000)
[70] T. Bosch, M. Lescure (eds.), *Selected Papers on Laser Distance Measurement* (SPIE Milestone Series MS 115, 1995)
[71] M.-C. Amann, T. Bosch, M. Lescure, R. Myllyl¨a, M. Rioux, Laser ranging: a critical review of usual techniques for distance measurement. Opt. Eng. 40, 10–19 (2001)
[72] S. Donati, *Electro-Optical Instrumentation* (Prentice Hall, New Jersey, 2004)
[73] T. Dresel, G. H¨ausler, H. Venzke, Three-dimensional sensing of rough surfaces by coherence radar. Appl. Opt. 31, 919–925 (1992)
[74] M.E. Brezinski, J.G. Fujimoto, Optical coherence tomography: High-resolution imaging in nontransparent tissue. IEEE J. Select. Top. Quantum Electron. 5, 1185–1192 (1999)
[75] P.H. Tomlins, R.K. Wang, Theory, developments and applications of optical coherence tomography. J. Phys. D: Appl. Phys. 38, 2519–2535 (2005)
[76] E. Alarousu, Low coherence interferometry and optical coherence tomography in paper measurements. Acta Univ. Oul C 256, DSc Thesis (2006)
[77] S. Poujouly, B. Journet, Laser range finding by phase-shift measurement: moving towards smart systems. Proc. SPIE 4189, 152–160 (2000)
[78] Journet, G. Bazin, A low-cost laser range-finder based on an FMCW-like method. IEEE Trans. Instrum. Meas. 49, 840–843 (2000)
[79] Kaisto, J. Kostamovaara, M. Manninen, R. Myllylä, Optical range finder for 1.5–10m distances. Appl. Opt. 22, 3258–3264 (1983)
[80] Castagnet, H. Tap-B´eteille, M. Lescure, Avalanche-photodiode-based heterodyne optical head of a phase-shift laser range finder. Opt. Eng., 45, 043003- 1–043003-7 (2006)
[81] C.E. Cook, M. Bernfield, Radar Signals, An Introduction to Theory and Application (Academic, New York, 1967)
[82] N.J. Mohamed, Resolution function of nonsinusoidal radar signals: II-rangevelocity resolution with pulse compression techniques. IEEE Trans. Electromagn. Compat. 33, 51–58 (1991)
[83] T. Ruotsalainen, P. Paloj¨arvi, J. Kostamovaara, A current-mode gain-control scheme with constant bandwidth and propagation delay for transimpedance preamplifier. IEEE J. Solid-State Circuits 34, 253–258 (1999)
[84] J.-P. Jansson, A. M¨antyniemi, J. Kostamovaara, A CMOS time-to-digital converter with better than 10 ps single-shot precision. IEEE J. Solid-State Circuits 41, 1286–1296 (2006)
[85] K. Mättä, J. Kostamovaara, R. Myllyl¨a, Profiling of hot surfaces by pulsed time-of-flight laser range finder techniques. Appl. Opt. 32, 5334–5347 (1993)

[86] M.R. Maier, P. Sperr, On the construction of a fast constant fraction trigger with integrated circuits and application to various phototubes. Nucl. Instrum. Methods 87, 13–18 (1970)
[87] A.J. Joblin, Method of calculating the image resolution of a near-infrared timeof flight tissue-imaging system. Appl. Opt. 35, 1996, 752–757 (1996)
[88] J. Carlsson, P. Hellentin, A. Malmqvist, W. Persson, C-G Wahlström, Timeresolved studies of light propagation in paper. Appl. Opt. 34, 1528–1535 (1995)
[89] H. Lahtinen, M. Jurvakainen, P. Pramila, H. Tabell, M. Kusevic, O. Hormi, V. Lyöri, M. Heikkinen, R. Myllyl¨a, P. Suopaj¨arvi, H. Kopola, Utilisation of optical fibre measurement techniques in determination of residual stresses of composites. Proc. SPIE 3746, 526–529 (1999)
[90] Kilpelä, Pulsed time-of-flight laser ranger finder techniques for fast, high precision measurement applications. Acta Univ Oul C 197, DSc Thesis (2004)
[91] R. Myllylä, J. Marszalec, J. Kostamovaara, AM¨antyniemi, G.-J. Ulbrich, Imaging distance measurements using TOF lidar. J. Opt. 29, 188–193 (1998)
[92] J. Varela, A PET imaging system dedicated to mammography. Radiat. Phys. Chem. 76, 347–350 (2007)
[93] M.A. Albota, R.M. Heinrichs, D.G. Kocher, D.G. Fouche, B.E. Player, M.E. O'Brien, B.F. Aull, J.J. Zayhowski, J. Mooney, B.C. Willard, R.R. Carlson, Three-dimensional imaging laser radar with a photon-counting avalanche photodiode array and microchip laser. Appl. Opt. 41, 7671–7678 (2002)
[94] B.F. Aull, A.H. Loomis, D.J. Young, R.M. Heinrichs, B.J. Felton, P.J. Daniels, D.J. Landers, Geiger-Mode avalanche photodiodes for three-dimensional imaging. Lincoln Lab. J. 13, 335–350 (2002)
[95] J.W. Weingarten, G. Gruener, R. Siegwari, A state-of-the-art 3D sensor for robot navigation. Proc. 2004 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Syst., September 28. October 2, 2155–2160 (2004)
[96] J. Busck, H. Heiselberg, Gated viewing and high-accuracy three-dimensional laser radar. Appl. Opt. 43, 4705–4710 (2004)
[97] P. Andersson, Long-range three-dimensional imaging using range-gated laser radar images. Opt. Eng. 45, 034301-1-034301-10 (2006)
[98] J.J. Zayhowski, A.L. Wilson Jr., Miniature eye-safe laser system for high-resolution three-dimensional lidar. Appl. Opt. 46, 5951–5956 (2007)
[99] Mäkynen, J. Kostamovaara, R. Myllyla, Displacement sensing resolution of position-sensitive detectors in atmospheric turbulence using retroreflected beam. IEEE Trans. Instrum. Meas. 46, 1133–1136 (1997)
[100] S. Donati, C.-Y. Chen, C.-C. Yang, Uncertainty of positioning and displacement measurements in quantum and thermal regimes. IEEE Trans. Instrum. Meas. 56 (2007), 1658–1665 (2007)
[101] Mäkynen, J. Kostamovaara, R. Myllyl□, Positioning resolution of the position-sensitive detectors in high background illumination. IEEE Trans. Instrum. Meas. 45, 324–326 (1996)

[102] Mäkynen, J. Kostamovaara, Accuracy of lateral displacement sensing in atmospheric turbulence using a retroreflector and a position-sensitive detector. Opt. Eng. 36, 3119–3126 (1997)
[103] J.H. Churnside, R.J. Lataitis, Wander of an optical beam in the turbulent atmosphere. Appl. Opt. 29, 926–930 (1990)
[104] M.L. Plett, Free-space optical communication link across 16 kilometers to a modulated retro-reflector array. Dissertation Submitted to the Faculty of the Graduate School of the University of Maryland, College Park, Electrical Engineering, 1–165 (2007)
[105] Mäkynen, J. Kostamovaara, R. Myllylä, A high resolution lateral displacement sensing method using active illumination of a cooperative target and focused four- quadrant position-sensitive detector. IEEE Trans. Instrum. Meas. 44, 46–52 (1995)
[106] M. Tervaskanto, Laser targeted Finland focus. Traffic Technol. Int., Dec 2004/Jan 2005, 48–50 (2005)
[107] Douxchamps, B. Macq, K. Chihara, High accuracy traffic monitoring using road-side line-scan cameras. Proc. IEEE ITSC 2006, 875–878 (2006)
[108] V. Tuchin, *Tissue Optics* (SPIE Press, Bellingham, 2000)
[109] Chance, Time resolved spectroscopic (TRS) and continuous wave (CWS) studies of photon migration in human arms and limbs. Adv. Exp. Med. Biol. 248, 21–31 (1989)
[110] T. Svensson, J. Swartling, P. Taroni, A. Torricelli, P. Lindblom, C. Ingvar, S. Andersson-Engels, Characterization of normal breast tissue heterogeneity using time-resolved near-infrared spectroscopy. Phys. Med. Biol. 50, 2559- 2571 (2005)
[111] L.C. Enfield, A.P. Gibson, N.L. Everdell, D.T. Delpy, M. Schweiger, S.R. Arridge, C. Richardson, M. Keshtgar, M. Douek, J.C. Hebden, Threedimensional time-resolved optical mammography of the uncompressed breast. Appl. Opt. 46, 3628–3638 (2007)
[112] V.V. Tuchin, X. Xu, R.K. Wang, Dynamic optical coherence tomography in studies of optical clearing, sedimentation, and aggregation of immersed blood. Appl. Opt. 41, 258–271 (2002)
[113] J. Saarela, Photon migration in pulp and paper. Acta Univ Oul C 213, DSc Thesis (2004)
[114] Karppinen, A. Kilpelä, M. Karras, J. Tornberg, R. Myllylä, Papermaking furnish properties estimated by time-resolved spectroscopy. J. Pulp Paper Sci. 21, J151–J154 (1995)
[115] J. Saarela, R. Myllyl¨a, Changes in the time-of-flight of a laser pulse during paper compression. J. Pulp Paper Sci. 29, 224–227 (2003)
[116] T. Fabritius, Optical method for liquid sorption measurements in paper. Acta Univ Oul C 269, DSc Thesis (2007)
[117] Stifter, Beyond biomedicine: a review of alternative applications and developments for optical coherence tomography. Appl. Phys. B88, 337–357 (2007)

[118] M. Jurvakainen, H. Lahtinen, P. Peltomäki, A. Pramila, V. Lyori, R. Myllyla, M. Heikkinen, P. Suopajarvi, H. Kopola, Determination of farfield strain in a composite structure using time-of-flight and fabry-perot optical fibre sensors. Proc. SPIE 4074, 427–434 (2000)
[119] T. Myllylä, H. Lahtinen, H. Sorvoja, R. Myllyl¨a, Case studies on a wireless fibre Bragg grating condition monitoring system for rotating composite cylinders. Conf. Networked Sens. Syst. INSS'07, 69–72 (2007)
[120] V. Lyöri, A. Mäntyniemi, A. Kilpelä, Q. Duan, J. Kostamovaara, A fibre-optic time-of-flight radar with a sub-metre spatial Resolution for the measurement of integral strain. Proc. SPIE 5050, 322–332 (2003)
[121] V. Lyöri, A. Kilpel¨a, G. Duan, A. M¨antyniemi, J. Kostamovaara, Pulsed time of- flight radar for fiber-optic strain sensing. Rev. Sci. Instrum. 78, 0247051– 0247058 (2007)
[122] Lichtberger, *Track Compendium* (Eurailpress, Hamburg, 2005)
[123] J. Heinula, V. Nissinen, Shooting training: a principled approach. MS&T Mag. 2, 36–38 (2003)
[124] J.T. Viitasalo, P. Era, N. Konttinen, H. Mononen, K. Mononen, K. Norvapalo, Effects of 12-week shooting training and mode of feedback on shooting scores among novice shooters. Scand. J. Med. Sci. Sports 11, 362–368 (2001)
[125] Y. Yeh, H.Z. Cummins, Localized fluid flow measurements with an He–Ne laser spectrometer. Appl. Phys. Lett. 4, 176 (1964)
[126] H.E. Albrecht, M. Borys, N. Damaschke, C. Tropea, *Laser Doppler and Phase Doppler Measurement Techniques* (Springer, Berlin, 2003)
[127] R.J. Adrian (ed.), *Selected Papers on Laser Doppler Velocimetry*, SPIE MS78 Belligham (1993)
[128] R.J. Adrian (ed.), Laser Techniques and Applications in Fluid Mechanics (Springer, London, 1996)
[129] Yu.N. Dubnistchev, B.S. Rinkevichyus (eds.), Optical methods of flow investigation.SPIE 6262 (2006)
[130] H. Nobach, Analysis of dual-burst laser Doppler signals. Meas. Sci. Technol. 13, 33–44 (2002)
[131] L. B□ttner, J. Czarske, Passive directional discrimination in Laser-Doppler Anemometry by the two-wavelength quadrature homodyne technique. Appl. Opt. 42, 3843–3852 (2003)
[132] P.J. Cronin, C.J. Cogswell, Minimum theoretical requirements for three-dimensional scanning-laser doppler anemometry. Appl. Opt. 39, 6350–6359 (2000)
[133] E.-J. Nijhof, W.S.J. Uijttewaal, R.M. Heethaar, Blood particle distributions accessed by microscopic laser Doppler velocimetry. Proc. SPIE 2052, 187–194 (1993)
[134] L. Büttner, J. Czarske, A multimode-fibre laser-Doppler anemometer for highly spatially resolved velocity measurements using low-coherence light. Meas. Sci. Technol. 12, 1891–1903 (2001)

[135] K. Shirai, T. Pfister, L. B□ttner, J. Czarske, H.M¨uller, S. Becker, H. Lienhart, F. Durst, Highly spatially resolved velocity measurements of a turbulent channel flow by a fiber-optic heterodyne laser-Doppler velocity-profile sensor. Exp. Fluids 40, 473–481 (2006)
[136] T. Pfister, L. B¨uttner, K. Shirai, J. Czarske, Monochromatic heterodyne fiberoptic profile sensor for spatially resolved velocity measurements with frequency division multiplexing. Appl. Opt. 44, 2501–2510 (2005)
[137] K. Shirai, T. Pfister, L. B¨uttner, J. Czarske, H.M¨uller, S. Becker, H. Lienhart, F. Durst, Highly spatially resolved velocity measurements of a turbulent channel flow by a fiber-optic heterodyne laser-Doppler velocity-profile sensor. Exp. Fluids 40, 473–481 (2006)
[138] V.M. Gordienko, A.A Kormakov, L.A. Kosovsky, N.N. Kurochkin, G.A. Pogosov, A.V. Priezzhev, Yu. Ya Putivskii, Coherent CO_2 lidars for measuring wind velocity and atmospheric turbulence. Opt. Eng. 33(10), 3206–3213 (1994)
[139] C.Werner, Applications of space-borne Doppler and backscatter lidar: a critical review. Opt. Eng. 34(11), 3103–3114 (1995)
[140] S. Rahm, Measurement of a wind field with an air-borne continuous-wave Doppler lidar. Opt. Lett. 20, 216–218 (1995)
[141] Galletti, E. Stucchi, D.V. Willetts, M.R. Harris, Transverse-mode selection in apertured super-Gaussian resonators: an experimental and numerical investigation for a pulsed CO_2 Doppler lidar transmitter. Appl. Opt. 36, 1269–1277 (1997)
[142] T.J. Kane, W.J. Kozlovsky, R.L. Byer, C.E. Byvik, Coherent laser radar at 1.06 μm using Nd:YAG lasers. Opt. Lett. 12, 239–241 (1987)
[143] V.M. Gordienko, A.N. Konovalov, N.V. Kravtsov, Yu. Ya Putivskii, V.I. Savin, V.V. Firsov, Remote Doppler velocimeter based on an Nd^3+:YAG chip laser and its application in a study of laser-induced hydrodynamic flows. Quant. Electron. 28(9), 827–830 (1998)
[144] K. Otsuka, Ultrahigh sensitivity laser Doppler velocimetry with a microchip solid-state laser. Appl. Opt. 33, 1111–1114 (1994)
[145] C.J. Karlsson, F. ˚A.A. Olsson, D. Letalick, M. Harris, All-fiber multifunction continuous-wave coherent laser radar at 1.55 μm for range, speed, vibration, and wind measurements. Appl. Opt. 39, 3716–3726 (2000)
[146] M. Harris, G.N. Pearson, K.D. Ridley, C.J. Karlsson, F. ˚A.A. Olsson, D. Letalick, Single-particle laser Doppler anemometry at 1.55 μm. Appl. Opt. 40, 969–973 (2001)
[147] M. Harris, G. Constant, C. Ward, Continuous-wave bistatic laser Doppler wind sensor. Appl. Opt. 40, 1501–1506 (2001)
[148] G.J. Koch, J.Y. Beyon, B.W. Barnes, M. Petros, J. Yu, F. Amzajerdian, M.J. Kavaya, U.N. Singh, High-energy 2 μm Doppler lidar for wind measurements. Opt. Eng. 46(11), 116201 (2007)
[149] R.V. Mustasich, B.R. Ware, A study of protoplasmic streaming in Nitella by laser Doppler spectroscopy. Biophys. J. 16, 373–388 (1976)

[150] R.V. Mustasich, D.B. Sattelle, P.B. Buchan, Cytoplasmic streaming in Chara corallina studied by laser light scattering. J. Cell. Sci. 22(3), 633–643 (1976)

[151] Ackers, Z. Hejnowicz, A. Sievers, Variation in velocity of cytoplasmic streaming and gravity effect in characean internodal cells measured by laser-Doppler-velocimetry. Protoplasma 179(1–2), 61–71 (1994)

[152] Ackers, B. Buchen, Z. Hejnowicz, A. Sievers, The pattern of acropetal and basipetal cytoplasmic streaming velocities in Chara rhizoids and protonemata, and gravity effect on the pattern as measured by laser-Doppler-velocimetry. Planta 211(1), 133–143 (2000)

[153] Yu.A. Denisov, A.S. Stepanian, A.V. Priezzhev, Laser Doppler spectroscopy of blood flow. Moscow Univ. Phys. Bull. Ser. 3, 30, 62–66 (1989)

[154] A.V. Priezzhev, A.S. Stepanian, Peculiarities of blood flow velocity measurement in thin capillaries and possibilities of laser methods. Laser Med. 1, 31–34 (1997)

[155] S.E. Skipetrov, R. Maynard, Dynamic multiple scattering of light in multilayer turbid media. Phys. Lett. A 217, 181–185 (1996)

[156] S.E. Skipetrov, I.V. Meglinsky, Wave-diffusion spectroscopy in randominhomogenious media with local streams of scattering particles. J. Exp. Theor. Phys. 113, 1213–1222 (1998)

[157] A.V. Priezzhev, M.S. Polyakova, K.B. Begun, K. Vanag, A.F. Pogrebnaya, Dual-beam laser Doppler microscopy of suspension flows embedded into medium with strong scattering. Proc. SPIE 3915, 129–136 (2000)

[158] X.J. Wang, T.E. Milner, J.S. Nelson, Characterization of fluid flow velocity by optical Doppler tomography. Opt. Lett. 20, 1337–1339 (1995)

[159] J.A. Izatt, M.D. Kulkarni, S. Yazdanfar, J.K. Barton, A.J. Welch, In vivo bidirectional color Doppler flow imaging of picoliter blood volumes using optical coherence tomography. Opt. Lett. 22, 1439–1441 (1997)

[160] Z. Chen, T.E. Milner, D. Dave, J.S. Nelson, Optical Doppler tomography imaging of fluid flow velocity in highly scattering media. Opt. Lett. 22, 64–66 (1997)

[161] Y. Zhao, Z. Chen, C. Saxer, S. Xiang, J.F. de Boer, J.S. Nelson, Phase resolved optical coherence tomography and optical Doppler tomography for imaging blood flow in human skin with fast scanning speed and high velocity sensitivity. Opt. Lett. 25, 114–116 (2000)

[162] J. Hast, T. Pryk□ri, E. Alarousu, R. Myllyl¨a, A.V. Priezzhev, Flow imaging and velocity measurement of highly scattering liquid inside scattering media using Doppler optical coherence tomography. Proc. SPIE 4965, 66–72 (2003)

[163] X.J. Wang, T.E. Milner, Z. Chen, J.S. Nelson, Measurement of fluid-flow velocity profile in turbid media by the use of optical Doppler tomography. Appl. Opt. 36(1), 144–149 (1997)

[164] S.G. Proskurin, Y. He, R.K. Wang, Doppler optical coherence imaging of converging flow. Phys. Med. Biol. 49(7), 1265–1276 (2004)

[165] M. Bonesi, D. Churmakov, I. Meglinski, Study of flow dynamics in complex vessels using Doppler optical coherence tomography. Meas. Sci. Technol. 18, 3279–3286 (2007)

[166] S.G. Proskurin, Y. He, R.K.Wang, Determination of flow velocity vector based on Doppler shift and spectrum broadening with optical coherence tomography. Opt. Lett. 28, 1227–1229 (2003)

[167] R.K. Wang, High-resolution visualization of fluid dynamics with Doppler optical coherence tomography. Meas. Sci. Technol. 15, 725–733 (2004)

[168] T. Lindmo, D.J. Smithies, Z. Chen, J.S. Nelson, T.E. Milner, Accuracy and noise in optical Doppler tomography studied by Monte Carlo simulation. Phys. Med. Biol. 43, 3045–3064 (1998)

[169] A.V. Bykov, M.Yu. Kirillin, A.V. Priezzhev, Monte Carlo simulation of an optical coherence Doppler tomograph signal: the effect of the concentration of particles in a flow on the reconstructed velocity profile. Quant. Electron. 35(2), 135–139 (2005)

[170] A.V. Bykov, M. Yu. Kirillin, A.V. Priezzhev, Analysis of distortions in the velocity profiles of suspension flows in a light-scattering medium upon their reconstruction from the optical coherence Doppler tomograph signal. Quant. Electron. 35(11), 1079–1082 (2005)

[171] J. Moger, S.J. Matcher, C.P. Winlove, A. Shore, The effect of multiple scattering on velocity profiles measured using Doppler OCT. J. Phys. D: Appl. Phys. 38, 2597–2605 (2005)

[172] J. Seki, Y. Satomura, Y. Ooi, T. Yanagida, A. Seiyama, Velocity profiles in the rat cerebral microvessels measured by optical coherence tomography. Clin. Hemorheol. Microcirc. 34(1–2), 233–239 (2006)

[173] S. Yazdanfa, A.M. Rollins, J.A. Izatt, In vivo imaging of human retinal flow dynamics by color Doppler optical coherence tomography. Arch. Ophthalmol. 121, 235–239 (2003)

[174] B.R. White, M.C. Pierce, N. Nassif, B. Cense, B.H. Park, G.J. Tearney, B. Bouma, T.C. Chen, J.F. de Boer, In vivo dynamic human retinal blood flow imaging using ultra-high-speed spectral domain optical Doppler tomography. Opt. Express 11, 3490–3497 (2003)

[175] M. Wojtkowski, V.J. Srinivasan, T.H. Ko, J.G. Fujimoto, A. Kowalczyk, J.S. Duker, Ultrahigh-resolution, high-speed, Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation. Opt. Express 12, 2404–2422 (2004)

[176] Y. Zhao, Z. Chen, C. Saxer, Q. Shen, S. Xiang, J.F. de Boer, J.S. Nelson, Doppler standard deviation imaging for clinical monitoring of in vivo human skin blood flow. Opt. Lett. 25, 1358–1360 (2000)

[177] Y. Wang, B.A. Bower, J.A. Izatt, O. Tan, D. Huang, In vivo total retinal blood flow measurement by Fourier domain Doppler optical coherence tomography. J. Biomed. Opt. 12(4), 041215 (2007)

[178] H. Ren, T. Sun, D.J. MacDonald, M.J. Cobb, X. Li, Real-time in vivo bloodflow imaging by moving-scatterer-sensitive spectral-domain optical Doppler tomography. Opt. Lett. 31(7), 927–929 (2006)

[179] V.X. Yang, Y.X. Mao, N. Munce, B. Standish, W. Kucharczyk, N.E. Marcon, B.C. Wilson, A.I. Vitkin, Interstitial Doppler optical coherence tomography. Opt Lett. 30(14), 1791–1793 (2005)

[180] H. Li, B.A. Standish, A. Mariampillai, N.R. Munce, Y. Mao, S. Chiu, N.E. Marcon, B.C. Wilson, A.I. Vitkin, V.X. Yang, Feasibility of interstitial Doppler optical coherence tomography for in vivo detection of microvascular changes during photodynamic therapy. Lasers Surg. Med. 38(8), 754–761 (2006)

[181] B.A. Standish, X. Jin, J.A. Smolen, A. Mariampillai, N.R. Munce, B.C. Wilson, A.I. Vitkin, V.X. Yang, Interstitial Doppler optical coherence tomography monitors microvascular changes during photodynamic therapy in a Dunning prostate model under varying treatment conditions. J. Biomed. Opt. 12(03), 034022 (2007)

[182] V.X.D. Yang, Y. Mao, B.A. Standish, N.R. Munce, S. Chiu, D. Burnes, B.C. Wilson, I.A. Vitkin, P.A. Himmer, D.L. Dickensheets, Doppler optical coherence tomography with a micro-electro-mechanical membrane mirror for high-speed dynamic focus tracking. Opt. Lett. 31, 1262–1264 (2006)

[183] V.X. Yang, S.J. Tang, M.L. Gordon, B. Qi, G. Gardiner, M. Cirocco, P. Kortan, G.B. Haber, G. Kandel, A.I. Vitkin, B.C. Wilson, N.E. Marcon, Endoscopic Doppler optical coherence tomography in the human GI tract: initial experience. Gastrointest. Endosc. 61(7), 879–890 (2005)

[184] M.D. Kulkarni, T.G. van Leeuwen, S. Yazdanfar, J.A. Izatt, Velocityestimation accuracy and frame-rate limitations in color Doppler optical coherence tomography. Opt. Lett. 23(13), 1057–1059 (1998)

[185] M.A. Choma, A.K. Ellerbee, S. Yazdanfar, J.A. Izatt, Doppler flow imaging of cytoplasmic streaming using spectral domain phase microscopy. J. Biomed. Opt. 11(2), 024014 (2006)

[186] A.K. Ellerbee, H.C. Hendargo, A.R. Motomura, J.A. Izatt, Extension of spectral domain phase microscopy to three-dimensional nanoscale displacement mapping in cardiomyocytes. Proc. SPIE 6861, 686108 (2008)

[187] A.P. Shepherd, P.A. ¨Oberg (eds.), *Laser-Doppler Blood Flowmetry* (Kluwer, Hingham, MA, 1990)

[188] W. Steenbergen, R. Kolkman, F. de Mul, Light-scattering properties of undiluted human blood subjected to simple shear. J. Opt. Soc. Am. A 16, 2959–2967 (1999)

[189] A.N. Yaroslavsky, A.V. Priezzhev, J. Rodrigues, I.V. Yaroslavsky, H. Battarbee, Optics of blood, in *Handbook on Optical Biomedical Diagnostics*, ed. By V.V. Tuchin (SPIE Press, Bellingham, 2002), pp. 169–216

[190] F.F.M. de Mul, M.H. Koelink, M.L. Kok, P.J. Harmsma, J. Greve, R. Graaff, J.G. Aarnoudse, Laser Doppler velocimetry and Monte Carlo simulations on models for blood perfusion in tissue. Appl. Opt. 34, 6595–6611 (1995)

[191] Y. Watanabe, E. Okada, Influence of perfusion depth on laser Doppler flow measurements with large source-detector spacing. Appl. Opt. 42, 3198– 3204 (2003)
[192] M. Bracic, A. Stefanovska, Wavelet-based analysis of human blood-flow dynamics. Bull. Math. Biol. 60(5), 919–935 (1998)
[193] Stefanovska, M. Bracic, H.D. Kvernmo, Wavelet analysis of oscillations in the peripheral blood circulation measured by laser Doppler technique. IEEE Trans. Biomed. Eng. 46(10), 1230–1239 (1999)
[194] Serov, B. Steinacher, T. Lasser, Full-field laser Doppler blood-flow imaging and monitoring using an intelligent CMOS camera and area illumination. Opt. Express 13(10), 3681–3689 (2005)
[195] Serov, T. Lasser, High-speed laser Doppler perfusion imaging using an integrating CMOS image sensor. Opt. Express 13(17), 6416–6428 (2005)
[196] E.R. Fossum, CMOS image sensors: electronic camera-on-a-chip. IEEE Trans. Electron. Devices 44, 1698–1698 (1997)
[197] V.G. Kolinko, F.F.M. de Mul, J. Greve, A.V. Priezzhev, Feasibility of picoseconds laser-Doppler flowmetry provides basis for time-resolved tomography of biological tissue. J. Biomed. Opt. 3(2), 187–190 (1998)
[198] S. Monstrey, H. Hoeksema, J. Verbelen, A. Pirayesh, P. Blondeel, Assessment of burn depth and burn wound healing potential. Burns 34(6), 761–769 (2008) M. Atlan, B.C. Forget, A.C. Boccara, T. Vitalis, A. Rancillac, A.K. Dunn,
[199] M. Gross, Cortical blood flow assessment with frequency-domain laser Doppler microscopy. J. Biomed. Opt. 12(2), 024019 (2007)
[200] R.K.Wang, S. Hurst, Mapping of cerebro-vascular blood perfusion in mice with skin and skull intact by Optical Micro-AngioGraphy at 1.3 μm wavelength. Opt. Express 15(18), 11402–11412 (2007)
[201] R.K. Wang, Directional blood flow imaging in volumetric optical microangiography achieved by digital frequency modulation. Opt. Lett. 33(16), 1878–1880 (2008)
[202] R.K. Wang, S.L. Jacques, Z. Ma, S. Hurst, S.R. Hanson, A. Gruber, Three dimensional optical angiography. Opt. Express 15(7), 4083–4097 (2007)
[203] R.K. Wang, Three dimensional optical angiography maps directional blood perfusion deep within microcirculation tissue beds in vivo. Phys. Med. Biol. 52, N531–N537 (2007)
[204] L. An, R.K. Wang, In vivo volumetric imaging of vascular perfusion within human retina and choroids with optical micro-angiography. Opt. Express 16(15), 11438–11452 (2008)
[205] T.J. Mueller, The 11th International symposium on flow visualization. J. Visual. 8(2), 187–191 (2005)
[206] J. Kompenhans, The 12th International symposium on flow visualization. J. Visual. 10(1), 123–128 (2007)
[207] Grant, Electronic proceedings editor, Proceedings of ISFV-12 (2006),
[208] Optimage Ltd., Ediburgh, UK, CD ROM I. Grant (ed.), *Selected Papers on Particle Image Velocimetry*, SPIE MS99, Bellingham (1994)

[209] J. Westerweel, Fundamentals of digital particle image velocimetry. Meas. Sci. Technol. 8, 1379–1392 (1997)
[210] A.J. Prasad, Particle image velocimetry. Current Sci. 79, 51–57 (2000)
[211] R.J. Adrian, Twenty years of particle image velocimetry, in Proceedings of 12th International Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics, Lisbon, July 12–15 (2004)
[212] K.S. Breuer (ed.), *Microscale Diagnostic Techniques* (Springer, New- York, 2005)
[213] M. Raffel, C.E. Willert, S.T. Wereley, J. Kompenhans, *Particle Image Velocimetry: A Practical Guide*, 2nd ed. (Springer, Berlin, 2007)
[214] Melling, Tracer particles and seeding for particle image velocimetry. Meas. Sci. Technol. 8, 1406–1416 (1997)
[215] A.J. Prasad, Particle image velocimetry. Current Sci. 79, 51–57 (2000)
[216] R. Meynart, *Particle Image Displacement Velocimetry* (1980), part of the Von Karman Institute for Fluid Dynamics lecture series, March 21–25 (1988)
[217] P.J. Bryanston-Cross, T.R. Judge, C. Quan, G. Pugh, N. Corby, The application of digital particle image velocimetry (DPIV) to transonic flows. Prog. Aerospace Sci. 31, 273–290 (1995)
[218] C.M. Zettner, M. Yoda, A novel interfacial velocimetry technique with submicron spatial resolution. *54th Annual Meeting of the Division of Fluid Dynamicsof American Physical Society*, November 18–20, San Diego, CA, USA (2001)
[219] M.L. Smith, D.S. Long, E.R. Damiano, K. Ley, Near-wall micro-PIV reveals a hydrodynamically relevant endothelial surface layer in venules in vivo. Biophys. J. 85(1), 637–645 (2003)
[220] J.Y. Lee, H.S. Ji, S.J. Lee, Micro-PIV measurements of blood flow in extraembryonic blood vessels of chicken embryos. Physiol. Meas. 28(10), 1149–1162 (2007)
[221] Y. Sugii, S. Nishio, K. Okamoto, Measurement of a velocity field in microvessels using a high resolution PIV technique. Ann. N. Y. Acad. Sci. 972, 331–336 (2002)
[222] Nakano, Y. Sugii, M. Minamiyama, H. Niimi, Measurement of red cell velocity in microvessels using particle image velocimetry (PIV). Clin. Hemorheol. Microcirc. 29(3–4), 445–455 (2003)
[223] A.M. Fallon, L.P. Dasi, U.M. Marzec, S.R. Hanson, A.P. Yoganathan, Procoagulant properties of flow fields in stenotic and expansive orifices. Ann. Biomed. Eng. 36(1), 1–13 (2008)
[224] R. Kaminsky, U. Morbiducci, M. Rossi, L. Scalise, P. Verdonck, M. Grigioni, Time-resolved PIV technique for high temporal resolution measurement of mechanical prosthetic aortic valve fluid dynamics. J. Artif. Organs 30(2), 153–162 (2007)
[225] H.B. Kim, J. Hertzberg, C. Lanning, R. Shandas, Noninvasive measurement of steady and pulsating velocity profiles and shear rates in arteries using echo PIV: in vitro validation studies. Ann. Biomed. Eng. 32(8), 1067–1076 (2004)

[226] Sinton, Microscale flow visualization. Microfluid. Nanofluid. 1(1), 2–21 (2004)
[227] R. Lima, S. Wada, M. Takeda, K. Tsubota, T. Yamaguchi, In vitro Confocal micro-PIV measurements of blood flow in a square microchannel: the effect of the haematocrit on instantaneous velocity profiles. J. Biomech. 40(12), 2752–2757 (2007)
[228] R. Lima, S. Wada, S. Tanaka, M. Takeda, T. Ishikawa, K. Tsubota, Y. Imai, T. Yamaguchi, In vitro blood flow in a rectangular PDMS microchannel: experimental observations using a confocal micro-PIV system. Biomed. Microdev. 10(2), 153–167 (2008)
[229] H. Kinoshita, S. Kaneda, T. Fujii, M. Oshima, Three-dimensional measurement and visualization of internal flow of a moving droplet using confocal micro-PIV. Lab Chip. 7(3), 338–346 (2007)
[230] N. N`eve, J.K. Lingwood, J. Zimmerman, S.S. Kohles, D.C. Tretheway, The μ PIVOT: an integrated particle image velocimeter and optical tweezers instrument for microenvironment investigations. Meas. Sci. Technol. 19 095403 (2008)
[231] K.D. Hinsch, Holographic particle image velocimetry. Meas. Sci. Technol. 13(7) R61 (2002)
[232] K.D. Hinsch, S.F. Herrmann, Holographic particle image velocimetry. Meas. Sci. Technol. 15(4) (2004)
[233] H. Meng, G. Pan, Y. Pu, S.H.Woodward, Holographic particle image velocimetry: from film to digital recording. Meas. Sci. Technol. 15(4), 673–685 (2004)
[234] Malkiel, J.N. Abras, J. Katz, Automated scanning and measurements of particle distributions within a holographic reconstructed volume. Meas. Sci. Technol. 15(4), 601–612 (2004)
[235] S.F. Herrmann, K.D. Hinsch, Light-in-flight holographic particle image velocimetry for wind-tunnel applications. Meas. Sci. Technol. 15(4), 613–621 (2004)
[236] R. Alcock, C.P. Garner, N.A. Halliwell, J.M. Coupland, An enhanced HPIV configuration for flow measurement through thick distorting windows. Meas. Sci. Technol. 15(4), 631–638 (2004)
[237] Barnhart, W.D. Koek, T. Juchem, N. Hampp, J.M. Coupland, N.A. Halliwell, Bacteriorhodopsin as a high-resolution, high-capacity buffer for digital holographic measurements. Meas. Sci. Technol. 15(4), 639–646 (2004)
[238] N. Masuda, T. Ito, K. Kayama, H. Kono, S. Satake, T. Kunugi, K. Sato, Special purpose computer for digital holographic particle tracking velocimetry. Opt. Express 14, 587–592 (2006)
[239] K. Matsumoto, S. Takagi, T. Nakagaki, Locomotive mechanism of *Physarum* plasmodia based on spatiotemporal analysis of protoplasmic streaming. Biophys. J. 94, 2492–2504 (2008)
[240] S.A. Japee, C.G. Ellis, R.N. Pittman, Flow visualization tools for image analysis of capillary networks. Microcirc. 11(1), 39–54 (2004)

[241] M. Cutolo, C. Pizzorni, A. Sulli, Nailfold video-capillaroscopy in systemic sclerosis. Z. Rheumatol. 63(6), 457–462 (2004)

[242] Yu. Gurfinkel, Computer capillaroscopy as a channel of local visualization, noninvasive diagnostics, and screening of substances in circulating blood. Proc. SPIE 4241, 467–472 (2001)

[243] Yu.I. Gurfinkel, V.M. Mikhailov, New potentialities for noninvasive optical investigation of microcirculation in extended space missions. Proc. SPIE 4624, 134–138 (2002)

[244] Yu.I. Gurfinkel, V.M. Mikhailov, M.I. Kudutkina, Noninvasive estimation of tissue edema in healthy volunteers and in patients suffering from heart failure. Proc. SPIE 5325, 150–156 (2004)

[245] A.A. Parthasarathi, S.A. Japee, R.N. Pittman, Determination of red blood cell velocity by video shuttering and image analysis. Ann. Biomed. Eng. 27(3), 313–325 (1999)

[246] Chaigneau, M. Oheim, E. Audinat, S. Charpak, Two-photon imaging of capillary blood flow in olfactory bulb glomeruli. Proc. Natl Acad. Sci. Am. 100(22), 13081–13086 (2003)

[247] K. Tsukada, H. Minamitani, E. Sekizuka, C. Oshio, Image correlation method for measuring blood flow velocity in microcirculation: correlation 'window' simulation and in vivo image analysis. Physiol. Meas. 21, 459–471 (2000)

[248] Mchedlishvili, Disturbed blood flow structuring as critical factor of hemorheological disorders in microcirculation. Clin Hemorheol. Microcirc. 19(4), 315–325 (1998)

المختصرات

Chapter Title

عربي – إنجليزي

Charge Coupled Devices (CCDs)	أجهزة ترابط الشحنة
Food And Drug Administration (FDA)	إدارة الغذاء و الدواء
Near Infrared (NIR)	الأشعة القريبة من الحمراء
Object Conjugate Reconstruction (OCR)	إعادة التشكيل المُتَقارِن للجسم
Acrylonitrile-Butadiene-Styrene (ABS)	أكريلونيتريل–بوتادين–الستايرين
Photomultiplier Tube (PMT)	أنبوب صمام التضخيم الضوئي
Emitter Coupled Logic (ECL)	باعث فائق السرعة
Analog To Digital (AD) Converter	محول الإشارة من تمثيلية إلى رقمية
Microelectromechanical System (MEMS)	نظام ميكانيكي كهربائي ميكروي
Lidar Technology Experiment (LITE)	تجربة تكنولوجيا ليدار التشتت المرتد
AGC (Automatic Gain Control)	تحكم تضخيم آلي
Light-In-Flight Holography (Lifh)	التصوير الثلاثي الأبعاد بالضوء- الطائر
Optical Coherence Tomography (OCT)	التصوير المقطعي باستخدام الضوء المترابط
Optical Coherence Tomography (OCT)	التصوير المقطعي باستخدام الضوء المترابط
PET (Positron Emission Tomography)	التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني
Optical Coherence Tomography (OCT)	التصوير المقطعي بالترابط التلقائي الضوئي

التصوير بالتباين بالموجات فوق الصوتية	Combined Method (Echo-PIV)
التعديل الترددي للموجة المستمرة	Frequency Modulated Continuous Wave (FMCW)
التعرض الأقصى المسموح به	Maximum Permissible Exposure (MPE)
تقنيات التصوير المقطعي	Optical Coherence Tomography (OCT)
تقنية التوزع التقسيمي الترددي	Frequency Division-Multiplexing (FDM)
تقنية دوبلر للتصوير الشعاعي الطبقي الضوئي الحساس للتشتت المتحرك	Moving-Scatterer-Sensitive Optical Doppler Tomography (MSS-ODT)
تقييم تغيرات تدفق	Cerebral Blood Flow (CBF)
التمييز الجزئي الثابت	Constant Fraction Discrimination (CFD)
التنظير الداخلي	Endoscopic DOCT (EDOCT)
الجذر المتوسط لمربع الخطأ	Root Mean Square (Rms)
خلايا الدم الحمراء	Red Blood Cells (Rbcs)
خليط متعدد الكربونات	Polycarbonate Blend (PC)
دالة الترابط التلقائي	Autocorrelation (AC)
دالة الترابط الذاتي	Autocorrelation (AC)
دالة كثافة طيف القدرة	Power Spectral Density Function (PDF)
دوبلر الملون	Color Doppler Oct (Cdoct)
الديود الضوئي ذو الأثر الجانبي	Lateral Effect Photodiode (LEP)
ديود ضوئي انهياري	Avalanche Photodiode (APD)
ديود فائق الإنارة	Superluminescent Diode (SLD)
ديودات ليزرية وديودات ضوئية	Lasers And Light Emitting Diodes (LED)
الرنين البلازمي السطحي	Surface Plasmon Resonance (SPR)
شبه موصل أكسيد الفلز المكمِّل	Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS)
صمامات القلب الميكانيكية	Mechanical Heart Valves (Mhvs)
طريقة الإنتروبي الأعظمي	Maximum Entropy Method (MEM)
طريقة زمن الرحلة	Time-Of-Flight (TOF)

Spectral Domain Phase Microscopy (SDPM)	طورالمجال الطيفي المجهري
Focusing Lenses (FL)	عدسات تركيز
Half-Height (FWHH)	العرض الكامل عند نصف الارتفاع
Chemical-Mechanical Polishing (CMP)	عملية تلميع المادة الكيميائية الميكانيكية
Diffractive Optical Elements (DOE)	عناصر ضوئية حيودية
Diffractive Optical Element Based Glossmeter (DOG)	عنصر ضوئي حيودي يعتمد على مقياس اللمعان
Fourier Domain (FD)	فوريية
Measurement Field-Of-View (MFOV)	قياس مجال الرؤيا
4q Psd	كاشف الحساس للموضع الرباعي
Position Sensitive Detector (PSD)	الكاشف الحساس للموقع
Quadrant Detector (4Q)	الكاشف الرباعي
Photodetector (PD)	الكاشف الضوئي
Light Detection And Ranging , (LIDAR),	كاشف ضوئي و محدد مدى
Laser Detection And Ranging, (LADAR)	كاشف ليزري ومحدد مدى
Personal Computer (PC)	كمبيوتر شخصي
Optical Microangiography (OMAG)	لتصوير الأوعِيَةِ الدَّقيقَة في الجسم الحي ضوئياً
Transversely Excited Atmospheric TEA	ليزرات الضغط الجوي المثارة عرضياً
Laser Doppler Microscope (LDM)	مجهر دوبلر الليزري
Time-Of-Flight (TOF) Measurements	محدد المدى الليزري النبضي
Application-Specific Integrated Circuits (ASIC)	محدد مدى مع إمكانية قياس السرعة
Doppler OCT (DOCT)	محددات التدفق. طريقة دوبلر للتصوير المقطعي
Fiber Bragg Grating (Fgb)	محزوز براغ الليفي
Fiber- Optic Integral (FOI)	محلل الإجهاد المكامل الضوئي الليفي
Time-Resolved Laser Spectroscopy (TRS)	المحلل الطيفي الليزري المميز زمنياً
Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR)	المحلل الطيفي للأشعة تحت الحمراء بتحويل فورييه

محول زمني إلى رقمي	Time-To-Digital Converter (TDC)
مرشح كثافة حيادي	Neutral Density Filter (NDF)
المسالك المعدية المعوية	Gastrointestinal (GI)
المعالجة الديناميكية الضوئية	Photodynamic Therapy (PDT)
مقياس الانعكاس في المجال الزمني الضوئي	Optical Time Domain Reflectometer (OTDR).
مقياس التداخل المنخفض الترابط	Low Coherence Interferometry (LCI)
مقياس التدفق دوبلر الليزري	Laser Doppler Flowmetry (LDF)
مقياس السرعة بتعقب الجسيمات	Particle Image Velocimetry (PIV)
مقياس السرعة بتعقب الجسيمات الرقمي	Digital Particle Image Velocimetry (DPIV)
مقياس السرعة بتعقب الجسيمات لترابط الصورة الفرعية	Sub Image Correlation PIV (SCPIV)
مقياس السرعة دوبلر الليزري	Laser Doppler Velocimetry (LDV)
مقياس سرعة صورة الجسيم الهولوغرافي	Holographic Particle Image Velocimetry (HPIV)
الملاقيط الضوئية	Optical Tweezers (OT)
المميزة زمنياً	Time-Resolved (TR)
موشور محزوز- موشور	Prism Grating-Prism (PGP)
نسبة الإشارة إلى الضجيج	Signal-To-Noise Ratio (SNR) *S/N*
نسخة معدلة وراثيا من البروتين	Bacteriorhodopsin (BR)
النظم الميكانيكية والكهربائية الدقيقة	Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)
وحدة اللمعان البراق	Specular Gloss Units (GU)
ورق فائق النعومة	Super-Calendared (SC) Paper

إنجليزي– عربي

أكريلونيتريل- بوتادين- الستايرين	Acrylonitrile-Butadiene-Styrene (ABS)
تحكم تضخيم آلي	Automatic Gain Control (AGC)
بمحول الإشارة من تمثيلية إلى رقمية	Analog To Digital (AD) Converter
محدد مدى مع إمكانية قياس السرعة	Application-Specific Integrated Circuits (ASIC)

Autocorrelation (AC)	دالة الترابط الذاتي
Autocorrelation (AC)	دالة الترابط التلقائي
Avalanche Photodiode (APD)	ديود ضوئي انهياري
Bacteriorhodopsin (BR)	نسخة معدلة وراثيا من البروتين
Charge Coupled Devices (CCDs)	أجهزة ترابط الشحنة
Cerebral Blood Flow (CBF)	تقييم تغيرات تدفق
Chemical-Mechanical Polishing (CMP)	عملية تلميع المادة الكيميائية الميكانيكية
Color Doppler Oct (Cdoct)	دوبلر الملون
Combined Method (Echo-PIV)	التصوير بالتباين بالموجات فوق الصوتية
Complementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS)	شبه موصل أكسيد الفلز المكمِّل
Constant Fraction Discrimination (CFD)	التمييز الجزئي الثابت
Diffractive Optical Element Based Glossmeter (DOG)	عنصر ضوئي حيودي يعتمد على مقياس اللمعان
Diffractive Optical Elements (DOE)	عناصر ضوئية حيودية
Digital Particle Image Velocimetry (DPIV)	مقياس السرعة بتعقب الجسيمات الرقمي
Doppler OCT (DOCT)	محددات التدفق. طريقة دوبلر للتصوير المقطعي
Emitter Coupled Logic (ECL)	باعث فائق السرعة
Endoscopic DOCT (EDOCT)	التنظير الداخلي
Fiber Bragg Grating (Fgb)	محزوز براغ الليفي
Fiber- Optic Integral (FOI)	محلل الإجهاد المكامل الضوئي الليفي
Focusing Lenses (FL)	عدسات تركيز
Food And Drug Administration (FDA)	إدارة الغذاء و الدواء
Four quadrant (4Q) position sensitive detector 4Q Psd	كاشف الحساس للموضع الرباعي
Fourier Domain (FD)	نطاق فوريه
Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR)	المحلل الطيفي للأشعة تحت الحمراء بتحويل فوريه
Frequency Division-Multiplexing (FDM)	تقنية التوزع التقسيمي الترددي
Frequency Modulated Continuous Wave	التعديل الترددي للموجة المستمرة

(FMCW)	
Gastrointestinal (GI)	المسالك المعدية المعوية
Half-Height (FWHH)	العرض الكامل عند نصف الارتفاع
Holographic Particle Image Velocimetry	مقياس سرعة صورة الجسيم الهولوغرافي
Laser Detection And Ranging, (LADAR)	كاشف ليزري ومحدد مدى
Laser Doppler Flowmetry (LDF)	مقياس التدفق دوبلر الليزري
Laser Doppler Microscope (LDM)	مجهر دوبلر الليزري
Laser Doppler Velocimetry (LDV)	مقياس السرعة دوبلر الليزري
Light Emitting Diodes (LED)	ديودات ضوئية
Lateral Effect Photodiode (LEP)	الديود الضوئي ذو الأثر الجانبي
Lidar Technology Experiment (LITE)	تجربة تكنولوجيا ليدار التشتت المرتد
Light Detection And Ranging , (LIDAR),	كاشف ضوئي و محدد مدى
Light-In-Flight Holography (Lifh)	التصوير الثلاثي الأبعاد بالضوء- الطائر
Low Coherence Interferometry (LCI)	مقياس التداخل المنخفض الترابط
Maximum Entropy Method (MEM)	طريقة الإنتروبي الأعظمي
Maximum Permissible Exposure (MPE)	التعرض الأقصى المسموح به
Measurement Field-Of-View (MFOV)	قياس مجال الرؤيا
Mechanical Heart Valves (Mhvs)	صمامات القلب الميكانيكية
Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)	النظم الميكانيكية والكهربائية الدقيقة
Microelectromechanical System (MEMS)	بنظام ميكانيكي كهربائي ميكروي
Moving-Scatterer-Sensitive Optical Doppler Tomography (MSS-ODT)	تقنية دوبلر للتصوير الشعاعي الطبقي الضوئي الحساس للتشتت المتحرك
Near Infrared (NIR)	الأشعة القريبة من الحمراء
Neutral Density Filter (NDF)	مرشح كثافة حيادي
Object Conjugate Reconstruction (OCR)	إعادة التشكيل المُتقارِن للجسم
Optical Coherence Tomography (OCT)	التصوير المقطعي بالترابط التلقائي الضوئي
Optical Microangiography (OMAG)	التصوير المقيطعي باستخدام الضوء المترابط

Optical Tweezers (OT)	الملاقيط الضوئية
OTDR (Optical Time Domain Reflectometer).	مقياس الانعكاس في المجال الزمني الضوئي
Particle Image Velocimetry (PIV)	مقياس السرعة بتعقب الجسيمات
Personal Computer (PC)	كمبيوتر شخصي
PET (Positron Emission Tomography)	التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني
Photodetector (PD)	الكاشف الضوئي
Photodynamic Therapy (PDT)	المعالجة الديناميكية الضوئية
Photomultiplier Tube (PMT)	أنبوب صمام التضخيم الضوئي
Polycarbonate Blend (PC)	خليط متعدد الكربونات
Position Sensitive Detector (PSD)	الكاشف الحساس للموقع
Power Spectral Density Function (PDF)	دالة الكثافة الطيفية للقدرة
Power Spectral Density Function (PDF)	دالة كثافة طيف القدرة
Prism Grating-Prism (PGP)	موشور محزوز- موشور مطياف التصوير الضوئي
Quadrant Detector (4Q)	الكاشف الرباعي
Red Blood Cells (Rbcs)	خلايا الدم الحمراء
Root Mean Square (Rms)	الجذر المتوسط لمربع الخطأ
Signal-To-Noise Ratio (SNR) *S/N*	نسبة الإشارة إلى الضجيج
Spectral Domain Phase Microscopy (SDPM)	طورالمجال الطيفي المجهري
Specular Gloss Units (GU)	وحدة اللمعان البراق
Sub Image Correlation PIV (SCPIV)	مقياس السرعة بتعقب الجسيمات لترابط الصورة الفرعية
Super-Calendared (SC) Paper	ورق فائق النعومة
Superluminescent Diode (SLD)	ديود فائق الإنارة
Surface Plasmon Resonance (SPR)	الرنين البلازمي السطحي
Time-Of-Flight (TOF)	زمن الرحلة
Time-Of-Flight (TOF) Measurements	محدد المدى الليزري النبضي

المميزة زمنياً	Time-Resolved (TR)
المحلل الطيفي الليزري المميز زمنياً	Time-Resolved Laser Spectroscopy (TRS)
محول زمني إلى رقمي	Time-To-Digital Converter (TDC)
أجهزة ترابط الشحنة	Charge Coupled Devices (CCDs)
ليزرات الضغط الجوي المثارة عرضياً	Transversely Excited Atmospheric TEA

ثبت المصطلحات

أولاً: عربي – إنجليزي

أ

إحصائيات جاوسية	Statistics Gaussian Statistics
إزاحة	Shift
الاسم التجاري لأول مستحلب الدهون آمنة للاستخدام البشري	Intralipid
إشارة	Signal
أشعة ليزر	Laser Beam
أشعة مرجعية	Reference Beam
أشعة و حزمة أشعة	Beam
إضاءة	Illumination
إطلاق	Triggering
امتصاص	Absorption

امتصاص ثنائي فوتون	Two Photon Absorption
آمن للعين	Eye-Safety
أنبوب أو وعاء شعرى	Capillary
انتشار – تفرق ، تبدد	.Dispersion
انسياب ، تدفق	Flow
انعكاس	Reflection
انعكاس الإنتشار	Diffuse Reflection
الانعكاس الكلي	Total Reflection
انعكاس مرآتي	Specular Reflection
انعكاس منتشر	Diffuse Reflection
انعكـاسيـة	Reflectance

ب

بث/إرسال البيانات	Transmission
بدء ، إطلاق	Gating
براغ	Bragg
بصري ، ضوئي	Optical
بصريات	Optics
بصريات إرسال	Transmission Optics
بصريات استقبال	Receiving Optics
بصريات غير خطية	Nonlinear Optics
بصريات مضيئة	Illuminating Optics

Scattering	بعثرة، تبعثر، تبدد، توزيع، توزع
Length Focal	البعد المحرقي
Fringe Spacing	البعد الهدبي
Speckle	بقيعة، لطيخة
Confocal	البؤرة (المحرق)

ت

Tracing	التتبع
Tracking	تتبع، تعقب دقة الاتباع
Triangulation	تثليث، مساحة تثليثية
Resolution	تحليل أو تمايز
Noise Reduction	تخفيض، الضجيج
Imaging	تخيلي
Gradient	تدرج، تحدر
Training	تدريب
Training Shooting	تدريب على الرمي أو إطلاق النار
Flow	تدفق
Poiseuille Flow	تدفق
Blood Flow	تدفق الدم
Transsonic Flow	تدفق قريب من سرعة الضوء
Frequency	تردد
Filtering Matched Filter	ترشيح، ليف متوافق

تركيز	Focusing
التشتت الرجعي	Backscattering
التشتت المتعدد الوسائط	Intermodal Dispersion
تشتت متعدد	Multiple Scattering
تشتت مضاعف	Multiple Scattering
تشتت منفرد، تشتت وحيد	Single Scattering
تشخيصي	Diagnostic
تصنيف قدى، ترتيب حسب القياس معايرة	Sizing
التصوير البنيوي المجهري ، التصوير	Microstructural Imaging
تَصْويرُ الثَّدْيِ الشُّعاعِيّ	Mammography
التصوير المقاد	Gated Imaging
تصوير شعاعي طبقي	Tomography
تصوير شعاعي طبقي بترابط ضوئي	Optical Coherence Tomography
تصوير شعاعي طبقي ضوئي	Optical Tomography
تصوير شعاعي طبقي مترابط الضوء	Optical Coherence Tomography
تصوير شعاعي طبقي مترابط ضوئي	Coherence Tomography (OCT)
تعليق ، أرجاء ، تدلية	Suspension
تغذية خلفية راجعة	Feedback
تغطية أو تغليف طلاء ، طبقة ، تلبيس	Coating
تَفاوُتٌ مُتَأَثِّرٌ بِالجِهات	Anisotropy
تقنية التدفق	Fluidics

تقنية تتعلق باقتران ترددين أو فوتين	Heterodyne Technique
تلألؤ ، ومضان	Scintillation
تلفون محمول	Mobile Telephone
تمايز مكاني	Spatial Resolution
تمييز لوحة الرخصة ، تعرف	Lpr (License Plate Recognition)
تنظيم أو مراقبة المرور	Traffic Control
تنفس أو هبوب	Breathing
توقيت ، المقارن	Comparator Timing

ث

ثابت ، ساكن	Static
الثقل الأساسي	Basis Weight
ثنائي	Diode
ثنائي الاستقرار	Bistatic

ج

جرف	Drift
جسر	Bridge
جسيم	Particle
جسيم التتبع	Tracer Particle
الجُمْلَةُ الوِعائِيَّةُ المِجْهَرِيَّة	Microvasculature
جهاز قياس الشكل الجانبي ليزري	Laser Profilometer

ح

حجم	Volume
الحد الأقصى المسموح التعرض	Maximum Permissible Exposure
حزمة ضيقة	Narrow Beam
حزمة عريضة	Wide Beam
حساس	Sensor
حساس تقاربي	Proximity Sensor
حساسية ، متجه	،Sensitivity Vector
الحشو	Filler
حلقة متآلفة مضخوخة بواسطة الديود الليزري	Laser-Diode-Pumped Monolithic Ring
حيز ، مجال	Domain
حيود	Diffraction

خ

خريطة	Map
خريطة اللمعان	Gloss Map
خشونة السطح	Surface Roughness
خط	Line
خطوة الخطأ	Error Walk
الخطية	Linearity
خلط	Mixing

Cell	خلية
Red Blood Cell (RBC)	خلية الكريات الحمراء
Blood Cell	خلية دم

د

Intravascular	داخِلَ الوِعاء
Fat	دهن ، شحم
Vortex	دوامة
Phase Doppler Interferomet	دوبلر الطوري مقياس التداخل
Circulation	دوران ، جريان الدورة الدموية الانتشار
Dynamic	ديناميكى
Dynamics Hemodynamics	ديناميكي ، دِينَاميكيٌّ دَمَوِيّ
Lep (Lateral Effect Photodiode)	ديود الضوئي بالأثر الوحشي
Photodiode	ديود ضوئي
Avalance Photodiode	ديود ضوئي انهيار أفلانش
Laser Diode	ديود ليزري
Diode	ديود ، ثنائي

ر

Radar	رادار
Head	رأس
Marksman	الرامى
Shooter	الرامي ، مطلق بندقية ، مسدس

ربط ، إقامة علاقة متبادلة بين ارتباط	Correlation

ز

زاوي تردد	Angular Frequency
زاوية	Angle
زاوية الإزاحة	Displacement Angular
زاوية الطور	Phase Angle
زجاج معوم	Float Glass
زمن	Time
زمن الرحلة ، زمن الطيران	TOF (Time Of Flight)
زمن النبضة أو عرض النبضة	Duration Pulse

س

سرطان ، ثدي	Cancer Breast
سرعة	Speed
سرعة الريح	Wind Speed
سرعة متجهة	Velocity
سعة	Capacity
سماكة الزجاج	Glass Thickness
سماكة الزيت	Oil Thickness
سيتوبلاسما	Cytoplasm
سير	Walk

ش

شبه موصل أكسيد الفلز المكمِّل	Cmos
شعاع أو متَّجه	Vector
الشكل الجانبي	Profile
الشكل الجانبي للسطح	Surface Profile

ض

ضجيج الرمي ، حساس السرعة	Shot Noise Velocity Sensor
ضغط انضغاط	Compression
ضغط انضغاط ينبض يحدث موجات نابضة	Compression Pulse
ضوء	Light
الضوء الأبيض	White Light

ط

طريقة عدم الانتظام العظمى	Entropy Method Maximum
طلقة وحيدة ، تمايز	Resolution Single Shot
طور الخطأ	Error Phase
طول الترابط	Coherence Length
طول المسار	Pathlength
طول الموجة	Wavelength
الطيفية	Spectrogram

ع

عاكس	Reflector
عامل، معامل	Coefficient
عبور، مرور انتقال	Transit
عدد صحيح	Integral
عدسة فرينل	Fresnel Lens
العرض الطيفي عند منتصف القيمة العظمى	Full width at half maximum
علامات التشطيب أو الإنهاء	Finishing Marks
علبة مستحضر صيدلي ، رص مستحضر	Pharmaceutical Compact
عنصر ضوئي حيودي	Diffractive Optical Element

غ

غير تعاوني	Non-Cooperative

ف

فاصل فرجة الفاصلة	Interval
فائق الإضاءة	Superluminescent Diode (SLD)
فحص	Detection
فحص الترابط	Coherent Detection
الفَحْصُ المِجْهَرِيُّ للشُّعَيْرَات	Capillaroscopy
فراغ ، مدة زمنية مسافة	Space
فوتون	Photon

ق

Printability	قابلية الطباعة
Ballistic	قذفي ، قذائفي
Proximity	قرب قرابة تقاربية
Channel	قناة
Wind Channel	قناة الريح
Flow Channel	قناة تدفق
Fresnel Laws	قوانين فرينل
Measurement	قياس
Interferometry	قياس التداخل
Common-Path Interferometry	قِياس التَّداخُل مسار مشترك
Distance Measurement	قياس المسافة
Noncontact Measurement	قياس بدون لمس ، عن بعد
Nonperturbing Measurement	قياس غير مثير للقلق
Laser Measurement	قياس ليزري

ك

Psd (Position Sensitive Detector)	كاشف حساس الموقع
Photodetector (PD)	كاشف ضوئي
CCd Camera	كاميرا- جهاز مزدوج الشحن
Streak Camera	كاميرا سريعة
Line Scan Camera	كاميرا مسح خطي

كثافة	Density
كدورة، تعكر تشوش	Turbidity
كرامرز — كرونيج علاقات منفردة	Kramers-Kronig Relations Singly
كمد، لا نفاذية، لا شفافية	Opacity

ل

اللب	Pulp
لمعان	Gloss
ليدار	Lidar
ليدار أحادي الإستقرار	Monostatic Lidar
ليدار الرياح	Wind Lidar
ليدار دوبلر المترابط	Coherent Doppler Lidar
ليدار وحيد حالة الاستقرار	Monostatic Lidar
ليزر الحالة الصلبة	Solid State Laser
ليزر الحالة الصلبة ميكروية	Microchip Solid-State Laser
ليزر ثاني أكسيد الكربون	CO_2 Laser
ليزر حلقي	Ring Laser
ليزر رخيص	Chip Laser
ليزر ليفي	Fiber Laser
ليزر نيوديوم ياغ	Nd:YAG Laser
ليزر والديود الباعث الضوئي	Lasers and Light Emitting Diodes
ليف	Fiber

ليف بصري	Optical Fiber
ليف بصري أحادي النمط	Single-Mode Fiber
ليف ضوئي	Optical Fiber
ليف متعدد الأنماط	Multimode Fiber

م

مبعثر	Diffusive
متانة ، تماسك القوام اتساق ، تناغم استقامة	Consistency
متجه الحساسية ، الكمية الموجهة	Sencitivity Vector
مترابط	Coherent
مجال ، حيز ، حقل أو ميدان	Domain
مجهر دوبلر الليزري	Laser Doppler Microscopy (LDM)
المجهر ذو الأطوار المتباينة المجالات الطيفية	Spectral Domain Phase Microscopy
مجهر طوري	Phase Microscopy (PM)
مجهرية ، مكروسكوبية ، علم المكروسكوب	Microscopy
محاذاة	Alignment
محاصرة	Trapping
محاكاة رقمية	Numerical Simulation
محاكاة مونت كارلو طريقة	Monte Carlo Simulation
محاكاة مونتيكارلو	Monte Carlo Simulation
المحاكاة/ التمثيل	Simulation
محتوى	Content

محدد المدى	Rangefinder
محددات إحصائية	Statistical Parameters
محول	Converter
مدى طويل	Long Range
مدى قصير	Short Range
مدى ، حد	Range
مرسل	Transmitter
المرسلة	Transmittance
مركب	Component
مزج ، خلط امتزاج	Mixing
مُزْدَوِجٌ الانْكِساريَّة	Birefringent
المسافة ضوئية	Distance Optical
مسامية	Porosity
مسبر، مسبار ، مجس	Probe
مسح مستوي	Plane Scanning
مشتت	Scatterer
مصفوفة	Array
مصفوفة ديودات	Diode Array
مطروح	Subtractive
مطياف	Spectrum
معادلات الإحصائية لـ يول ولكر	Yule-Walker

معالجة البيانات	Processing
معامل	Coefficient
معامل الإخماد	Extinction Coefficient
معامل الانكسار العقدي	Complex Refractive Index
معامل قرينة الانكسار	Refractive Index
معدل التدفق معدل	Rate Flow Rate
مقطع عرضي	Cross-Section
مقياس التداخل لمايكلسون	Michaelson Interferometry
مقياس التداخل منخفض الترابط	Low Coherence Interferometer
مقياس السرعة	Velocimetry
مقياس السرعة دوبلر الليزري	Velocimetry Laser Doppler
مقياس الطيف التصْويري	Imaging Spectrometer Imaging
مِقْياسُ الكَدَر (فِي السَوائِل)	Nephelometer
مقياس اللمعان	Glossmeter
مقياس تدفق السرعة ليزري	Flowmetry Laser Flowmetry
مقياس دوبلر للتدفق	Doppler Flowmetry (LDF)
مقياس دوبلر للسرعة	Doppler Velocimetry (LDV)
مقياس سرعة الرياح أو سرعة أي مائع	Anemometry
مقياس سرعة الرياح دوبلر	Doppler Anemometry (LDA)
مقياس سرعة الرياح دوبلر الليزري	Laser Doppler Anemometry
مقياس سرعة مصور آني للجسيم في السائل	Particle Image Velocimetry (PIV)

مقياس معامل الانكسار آبي	Abbe Refractometer
مكبر أولي	Preamplifier
ملحق	Index
ملقاط صغير	Tweezers
منبع ، بعد الكاشف المنبع	Source -Detector Separations
مهارة فى الرماية	Marksmanship
موجة مستمرة معدلة ترددیا	Frequency ModulatedContinuous Wave
مؤشر ، علامة = دلالة	Index
موقع	Position
ميكرو	Micro
ميكروسكوبي	Microscopy

ن

نانو طبي	Nanomedicine
النبض	Pulse
نبضة ليزرية	Laser Pulse
النبيذ الأحمر	Red Wine
نسبة الإشارة إلى الضجيج	Signal-To-Noise Ratio (SNR)
نقطة تماثل	Point-Like
نقطة صغيرة من صورة تلفزيونية ، بيكسل	Pixel
نقل طول المسار	Transport Pathlength
نمط	Mode

Continuous Wave (CW) Mode	نمط الموجة المستمرة
Pulsed Mode	نمط نبضي
Fringe Pattern	نموذج أهداب التداخل
Fines	النواعم

هـ

Migration	هجرة، نزوح
Holography Digital Holography	الهولوغراف الرقمي

و

Strain	وتر (حبل)، إجهاد ، أرهق، ضغط على
Unit	وحدة
Monostatic	وحيد الاستقرار
Compressed Paper	ورق مضغوط
Paper Machine	ورق، آلة
Medium	وسط
Recording Medium	وسط تسجيل
Effective Medium	وسط فعال
Light Scattering Medium	وسط مبعثر (مشتت) للضوء
Porous Media	وسط مسامي
Turbid Medium	وسط معكر مشوش
Vessel Blood Vessel	الوعاء الدموى الوعاء النسغي
Microvascular	وعاء ميكروي

وعائى	Vascular
وهان ضوئي	Optical Attenuator

ي

يتجول	Wander
يخرم يضرب او يضغط بشدة	Punch
يرتفع ، يحلق يتفوق ، برج	Tower

ثانياً: إنجليزي– عربي

A

Abbe Refractometer	مقياس معامل الانكسار آبي
Alignment	محاذاة
Anemometry	مقياس سرعة الرياح أو سرعة أي مائع
Angle	زاوية
Anisotropy	تَفاوُتٌ مُتَأَثِّرٌ بِالجِهات
Apd (Avalance Photodiode)	ديود ضوئي انهيار أفلانش
Array	مصفوفة
Angular Frequency	زاوي تردد

B

Backscattering	التشتت الرجعي
Ballistic	قذيفي ، قذائفي
Basis Weight	الثقل الأساسي
Beam	أشعة و حزمة أشعة
Birefringent	مُزْدَوِجٌ الانْكِسارِيَّة
Bistatic	ثنائي الاستقرار
Bistatic	ثنائي الاستقرار
Blood Cell	خلية دم
Blood Flow	تدفق الدم
Bragg	براغ
Breathing	تنفس أو هبوب

Bridge	جسر

C

Cancer Breast	سرطان، ثدي
Capacity	سعة
Capillaroscopy	الفَحْصُ المِجْهَرِيُّ للشُّعَيْرَات
Capillary	أنبوب أو وعاء شعري
Ccd Camera	كاميرا- (جهاز مزدوج الشحن)
Cell	خلية
Channel	قناة
Channel	قناة
Chip Laser	ليزر رخيص
Circulation	دوران، جريان الدورة الدموية التداول الانتشار
Cmos	شبه موصل أكسيد الفلز المكمِّل
CO_2 Laser	ليزر ثاني أكسيد الكربون
Coating	تغطية أو تغليف طلاء ، طبقة ، تلبيس
Codes Binary	ترميز ثنائي
Coefficient	عامل، معامل
Coefficient	معامل
Coherence Length	طول الترابط
Coherence Tomography (OCT)	تصوير شعاعى طبقى مترابط ضوئي
Coherent	مترابط

Coherent Detection	فحص الترابط
Coherent Doppler Lidar	ليدار دوبلر المترابط
Common-Path Interferometry	قِياس التَّداخُل مسار مشترك
Comparator Timing	توقيت، المقارن
Complex Refractive Index	معامل الانكسار العقدي
Component	مركب
Compressed Paper	ورق مضغوط
Compression	ضغط انضغاط
Compression Pulse	ضغط انضغاط ينبض يحدث موجات نابضة
Confocal	البؤرة (المحرق)
Consistency	متانة ، تماسك القوام اتساق، تناغم أو ثبات على مبدأ
Content	محتوى
Continuous Wave Mode	نمط الموجة المستمرة
Converter	محول
Correlation	ربط ، إقامة علاقة متبادلة بين ارتباط
Cross-Section	مقطع عرضي
Cytoplasm	سيتوبلاسما
Cytoplasmic Streaming	سيتوبلاسمي انسياب ، جريان

D

Density	كثافة
Detection	فحص

Diagnostic	تشخيصي
Diffraction	حيود
Diffractive Optical Element	عنصر ضوئي حيودي
Diffuse Reflection	انعكاس الانتشار
Diffuse Reflection	انعكاس منتشر
Diffusive	مبعثر
Diode	ثنائي
Diode	ديود، ثنائي
Diode Array	مصفوفة ديودات
Dispersion	انتشار – تفرق ، تبدد
Displacement Angular	زاوية الإزاحة
Distance Measurement	قياس المسافة
Distance Optical	المسافة ضوئية
Domain	حيز، مجال
Domain	مجال، حيز، حقل أو ميدان
Doppler	دوبلر
Doppler Anemometry (LDA)	مقياس سرعة الرياح دوبلر
Doppler Flowmetry (LDF)	مقياس دوبلر لسرعة التدفق
Doppler Flowmetry (LDF)	مقياس دوبلر للتدفق
Doppler Velocimetry (LDV)	مقياس دوبلر للسرعة
Drift	جرف

Duration Pulse — زمن النبضة مدة بقاء النبضة أو عرض النبضة

Dynamic — ديناميكى

Dynamic — ديناميكى

Dynamics Hemodynamics — ديناميكي ، دِينَاميكيٌّ دَمَوِيّ

E

Effective Medium — وسط فعال

Error Phase — طور الخطأ

Error Walk — خطوة الخطأ

Extinction Coefficient — معامل الإخماد

Eye-Safety — آمن للعين

F

Fat — دهن ، شحم

Feedback — تغذية خلفية راجعة

Fiber — ليف

Fiber Laser — ليزر ليفي

Filler — الحشو

Filtering Matched Filter — ترشيح ، ليف متوافق

Fines — النواعم

Finishing Marks — علامات التشطيب أو الإنهاء

Float Glass — زجاج معوم

Flow — تدفق

Flow — انسياب ، تدفق

Flow Channel	قناة تدفق
Flowmetry Laser Flowmetry	مقياس تدفق السرعة ليزري
Fluidics	تقنية التدفق
Focal Length	البعد المحرقي
Focusing	تركيز
Frequency	تردد
Frequency Modulated Continuous Wave	موجة مستمرة معدلة ترددیا
Fresnel Laws	قوانين فرينل
Fresnel Lens	عدسة فرينل
Fringe Pattern	نموذج أهداب التداخل
Fringe Spacing	البعد الهدبي
Full Width at half maximum	العرض الطيفي عند منتصف القيمة العظمى

G

Gated Imaging	التصوير المقاد
Gating	بدء ، إطلاق
Glass Thickness	سماكة الزجاج
Gloss	لمعان
Gloss Map	خريطة اللمعان
Glossmeter	مقياس اللمعان
Gradient	تدرج ، تحدر

H

Head	رأس

Heterodyne Technique تقنية تتعلق باقتران ترددين أو قوتين

Holography Digital Holography الهولوغراف الرقمي

I

Illuminating Optics بصريات مضيئة

Illumination إضاءة

Imaging تخيلي

Imaging Spectrometer Imaging مقياس الطيف التصْويري

Index مؤشر، علامة دلالة

Index ملحق

Integral عدد صحيح

Interferometry قياس التداخل

Intermodal Dispersion التشتت المتعدد الوسائط

Interval فاصل فرجة الفاصلة

Intralipid الاسم التجاري لمستحلب الدهون آمنة للاستخدام البشري

Intravascular داخِلَ الوِعاء

K

Kramers-Kronig Relations Singly كرامرز – كرونيج علاقات منفردة

L

Laser ليزر

Laser Beam أشعة ليزر

Laser Diode ديود ليزري

Laser Doppler Anemometry	مقياس سرعة الرياح دوبلر الليزري
Laser Doppler Microscopy	مجهر دوبلر الليزري
Laser Measurement	قياس ليزري
Laser Profilometer	جهاز قياس الشكل الجانبي ليزري
Laser Pulse	نبضة ليزرية
Laser-Diode-Pumped Monolithic Ring	حلقة متآلفة مضخوخة بواسطة الديود الليزري
Lateral Effect Photodiode	ديود الضوئي بالأثر الوحشي
Lidar	ليدار
Light	ضوء
Light Emitting Diodes	الديود الباعث الضوئي
Light Scattering Medium	وسط مبعثر (مشتت) للضوء
Line	خط
Line Scan Camera	كاميرا مسح خطي
Linearity	الخطية
Long Range	مدى طويل
Low Coherence Interferometer	مقياس التداخل منخفض الترابط
Lpr (License Plate Recognition)	تمييز لوحة الرخصة ، تعرف

M

Machine Vision	الرؤيا الآلية
Mammography	تَصْويرُ الثَّدْيِ الشُّعاعِيّ
Map	خريطة

Marksman	الرامى
Marksmanship	مهارة فى الرماية
Maximum Entropy Method	طريقة عدم الانتظام العظمى
Measurement	قياس
Medium	وسط
Michaelson Interferometry	مقياس التداخل لمايكلسون
Micro	ميكرو
Microchip Solid-State Laser	ليزر الحالة الصلبة ميكروية
Microscopy	مجهرية ، مكروسكوبية ، علم استعمال المكروسكوب
Microscopy	ميكروسكوبي
Microstructural Imaging	التصوير البنيوي المجهري ، التصوير
Microvascular	وعاء ميكروي
Microvasculature	الجُمْلَةُ الوِعائِيَّةُ المِجْهَرِيَّة
Migration	هجرة، نزوح
Milk	حليب
Mixing	خلط
Mixing	مزج ، خلط امتزاج
Mobile Telephone	تلفون محمول
Mode	نمط
Modulation	تعديل
Monostatic	وحيد الاستقرار

Monostatic Lidar	ليدار أحادي الاستقرار
Monostatic Lidar	ليدار وحيد حالة الاستقرار
Monte Carlo Simulation	محاكاة مونت كارلو طريقة
Monte Carlo Simulation	محاكاة مونتيكارلو
Maximum Permissible Exposure	الحد الأقصى المسموح التعرض
Multimode Fiber	ليف متعدد الأنماط
Multiple Scattering	تشتت متعدد
Multiple Scattering	تشتت مضاعف

N

Nanomedicine	نانو طبي
Narrow Beam	حزمة ضيقة
Nd:YAG Laser	ليزر نيوديوم ياغ
Nephelometer	مِقْياسُ الكَدَر في السَوائِل
Noise Reduction	تخفيض، الضجيج
Noncoherent Detection	فحص عدم الترابط
Noncoherent Doppler Lidar	ليدار دوبلر غير مترابط
Noncontact Measurement	قياس بدون لمس، عن بعد
Non-Cooperative	غير تعاوني
Nonlinear Optics	بصريات غير خطية
Nonperturbing Measurement	قياس غير مثير للقلق
Numerical Simulation	محاكاة رقمية

O

Optical Coherence Tomography	تصوير شعاعى طبقى مترابط الضوء
Oil Thickness	سماكة الزيت
Opacity	كمد، لا نفاذية، لا شفافية
Optical Attenuator	وهان ضوئي
Optical Coherence Tomography	تصوير شعاعي طبقي بترابط ضوئي
Optical Coherence Tomography	تصوير شعاعي طبقي مترابط ضوئيا
Optical Fiber	ليف بصري
Optical Fiber	ليف ضوئي
Optical Tomography	تصوير شعاعي طبقي ضوئي
Optical	بصري، ضوئي
Optics	بصريات

P

Paper Machine	ورق، آلة
Particle	جسيم
Particle Image Velocimetry	مقياس سرعة مصور آني للجسيم في السائل
Pathlength	طول المسار
Perfusion Imaging	رش، نضح، تَصْوير
Pharmaceutical Compact	علبة مستحضر صيدلي، رص مستحضر صيدلي
Phase Angle	زاوية الطور
Phase Doppler Interferometr	دوبلر الطوري مقياس التداخل
Phase Microscopy (PM)	مجهر طوري

Photodetector (PD)	كاشف ضوئي
Photodiode	ديود ضوئي
Photon	فوتون
Pixel	نقطة صغيرة من صورة تلفزيونية ، بيكسل
Plane Scanning	مسح مستوي
Point-Like	نقطة تماثل
Poiseuille Flow	تدفق
Porosity	مسامية
Porous Media	وسط مسامي
Position	موقع
Preamplifier	مكبر أولي
Printability	قابلية الطباعة
Probe	مسبر، مسبار، مجس
Processing	معالجة البيانات
Profile	الشكل الجانبي
Proximity	قرب قرابة تقاربية
Proximity Sensor	حساس تقاربي
Position Sensitive Detector)	كاشف حساس الموقع
Pulp	اللب
Pulse	النبض
Pulsed Mode	نمط نبضي
Punch	يخرم يضرب أو يضغط بشدة

R

Radar	رادار
Range	مدى ، حد
Rangefinder	محدد المدى
Rate Flow Rate	معدل التدفق معدل
Receiving Optics	بصريات استقبال
Recording Medium	وسط تسجيل
Red Blood Cell (RBC)	خلية الكريات الحمراء
Red Wine	النبيذ الأحمر
Reference Beam	أشعة مرجعية
Reflectance	انعكـاسيـة
Reflection	انعكاس
Reflector	عاكس
Refractive Index	معامل الانكسار
Resolution	تحليل أو تمايز
Resolution Single Shot	طلقة وحيدة ، تمايز
Ring Laser	ليزر حلقي

S

Scatterer	مشتت
Scattering	بعثرة ، تبعثر ، تبدد ، توزيع ، توزع
Scintillation	تلألؤ ، ومضان
Sencitivity Vector	متجه الحساسية ، الكمية الموجهة

Sensitivity, Vector	حساسية، متجه
Sensor	حساس
Shift	إزاحة
Shooter	الرامي، مطلق بندقية، مسدس
Short Range	مدى قصير
Shot Noise Velocity Sensor	ضجيج الرمي، حساس السرعة
Signal	إشارة
Signal-To-Noise Ratio (SNR)	نسبة الإشارة إلى الضجيج
/ Simulation	المحاكاة/ التمثيل
Single Scattering	تشتت منفرد، تشتت وحيد
Single-Mode Fiber	ليف بصري أحادي النمط
Sizing	تصنيف قدى، ترتيب حسب القياس معايرة معالجة
Snake	حية، يسعى كالحية، يتقدم خلسة
Solid State Laser	ليزر الحالة الصلبة
Source -Detector Separations	منبع، بعد الكاشف المنبع
Space	فراغ ، مدة زمنية مسافة
Spatial Resolution	تمايز مكاني
Speckle	بقيعة، لطيخة
Spectral Domain Phase Microscopy	المجهر ذو الأطوار المتباينة المجالات الطيفية
Spectrogram	الطيفية
Spectrum	مطياف

Spectrum Frequency Spectrum	طيف ، طيف التردد
Specular Gloss	اللمعان المرآتي
Specular Reflection	انعكاس مرآتي
Speed	سرعة
Static	ثابت – ساكن
Statistical Parameters	محددات إحصائية
Statistics Gaussian Statistics	إحصائيات إحصائيات جاوسية
Strain	وتر (الحبل)، إجهاد ، أرهق ، ضغط على
Streak Camera	كاميرا سريعة
Subtractive	مطروح
Superluminescent Diode (SLD)	فائق الإضاءة
Surface Plasmon Resonance	الرنين البلاسمي السطحي
Surface Profile	الشكل الجانبي للسطح
Surface Roughness	خشونة السطح
Suspension	تعليق , إرجاء , تدلية

T

Time	زمن
Tissue Biotissue	نسيج رقيق و نسيج حيوي
TOF (Time Of Flight)	زمن الرحلة ، زمن الطيران
Tomography	تصوير شعاعى طبقى
Total Reflection	الانعكاس الكلي
Tower	يرتفع ، يحلق يتفوق ، برج

Tracer Particle	جسيم التتبع
Tracing	التتبع
Tracking	تتبع ، تعقب دقة الاتباع
Traffic Control	تنظيم أو مراقبة المرور
Training	تدريب
Training Shooting	تدريب على الرمي أو إطلاق النار
Transit	عبور ، مرور انتقال
Transmission	بث/إرسال البيانات
Transmission Optics	بصريات إرسال
Transmittance	المرسلة
Transmitter	مرسل
Transport Pathlength	نقل طول المسار
Transsonic Flow	تدفق قريب من سرعة الضوء
Trapping	محاصرة
Travelling Vortex	دوامة السفر
Triangulation	تثليث ، مساحة تثليثية
Triggering	إطلاق
Turbid Medium	وسط معكر مشوش
Turbidity	كدورة ، تعكر تشوش
Tweezers	ملقاط صغير
Two Photon Absorption	امتصاص ثنائي فوتون

U

Unit — وحدة

V

Vascular — وعائى

Vector — شعاع أو متَّجه

Velocimetry Laser Doppler — مقياس السرعة ، مقياس السرعة دوبلر الليزري

Velocity — سرعة متجهة

Velocity Vector — متجه السرعة

Vessel Blood Vessel — الوعاء الدموى الوعاء النسغي

Volume — حجم

Vortex — دوامة

W

Walk — سير

Wander — يتجول

Wavelength — طول الموجة

White Light — الضوء الأبيض

Wind Channel — قناة الريح

Wind Lidar — ليدار الرياح

Wind Speed — سرعة الريح

Yule-Walker — معادلات الإحصائية لـ يول ولكر

كشاف الموضوعات

أ

ش

ط

ع

غ

ف

ردمك: ٩٧٨-٦٠٣-٥٠٧-٠٤٣-٠

www.ksu.edu.sa

ISBN: 978-603-507-043-0